

Applicant: K. Nitta et al. Attorney Docket No. NAII121791

Title: INSPIRED AIR TEMPERATURE MEASURING DEVICE IN RESPIRATORY CIRCUIT

*Examiner Initials	Cite No.	Document No.	Kind Code	Date (mm/dd/yyyy)	Name
	U1	4,619,269		10/28/1986	Cutler et al.
	U2	6,039,696		03/21/2000	Bell

*Examiner	Cite		Kind	Publication Date		English	
Initial	No.	Document No.	Code	(mm/dd/yyyy)	Country	Abstract Provided	Translation Provided
	F1	9-51950	A	02/25/1997	JP	X	
	F2	09-234247	A	09/09/1997	JP	X	
	F3	11-33119	A	02/09/1999	JP	X	

Date Considered

JMS:snh

NAI\21791164.DOC

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平9-51950

(43) 公開日 平成9年(1997)2月25日

(51) Int.Cl. <sup>6</sup>	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 M 16/00	2 8 0	7603-4C	A 6 1 M 16/00	2 8 0
	3 7 0			3 7 0 Z
A 6 1 B 5/08		0277-2J	A 6 1 B 5/08	

審査請求 未請求 請求項の数13 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願平7-205679

(22) 出願日 平成7年(1995)8月11日

(71) 出願人 595116429

日機装ワイエスアイ株式会社  
東京都武蔵野市西久保3丁目2番25号 日  
新ハイツ

(72) 発明者 野田 俊彬

東京都武蔵野市西久保3丁目2番25号 日  
新ハイツ 日機装ワイエスアイ株式会社内

(72) 発明者 堀田 武司

東京都武蔵野市西久保3丁目2番25号 日  
新ハイツ 日機装ワイエスアイ株式会社内

(72) 発明者 小林 義和

東京都武蔵野市西久保3丁目2番25号 日  
新ハイツ 日機装ワイエスアイ株式会社内

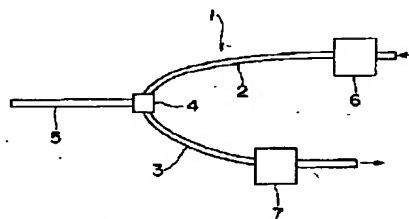
(74) 代理人 弁理士 福村 直樹

(54) 【発明の名称】 人工呼吸装置およびセンサーモジュール

(57) 【要約】

【課題】 患者の呼気と吸気中の酸素含有量等及び／または炭酸ガス含有量等をリアルタイムに測定することができる人工呼吸装置の提供

【課題解決手段】 人工呼吸回路中に酸素センサーおよび／または炭酸ガスセンサーならびに温度センサーと必要に応じて装備される湿度センサーとを備えてなることを特徴とする。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 吸気を送り出す吸気チューブと呼吸を送り出す呼気チューブとを有する人口呼吸回路からなる人口呼吸装置において、人工呼吸回路にガスセンサーと温度センサーとを設け、呼吸作用をモニター可能にすることを特徴とする人工呼吸装置。

【請求項 2】 前記人工呼吸回路が、吸気チューブと、呼気チューブと、気管用チューブと、前記吸気チューブ、呼気チューブおよび気管用チューブを接続するコネクタとを備えてなる前記請求項 1 に記載の人工呼吸装置。

【請求項 3】 前記吸気チューブおよび前記呼気チューブそれぞれにガスセンサーおよび温度センサーからなるセンサーモジュールを設けてなる前記請求項 2 に記載の人工呼吸装置。

【請求項 4】 前記コネクタが、そのガス流通空間内にガスセンサーおよび温度センサーを備えてなる前記請求項 2 に記載の人工呼吸装置。

【請求項 5】 前記気管用チューブが、ガスセンサーおよび温度センサーを設けてなる前記請求項 2 に記載の人工呼吸装置。

【請求項 6】 前記ガスセンサーおよび温度センサーが、前記コネクタと前記気管用チューブとの間に介装されたセンサーモジュールである前記請求項 2 に記載の人工呼吸装置。

【請求項 7】 前記ガスセンサーが酸素センサーである前記請求項 1～6 のいずれかに記載の人工呼吸装置。

【請求項 8】 前記ガスセンサーが炭酸ガスセンサーである前記請求項 1～6 のいずれかに記載の人工呼吸装置。

【請求項 9】 前記ガスセンサーが酸素センサーおよび炭酸ガスセンサーである前記請求項 1～6 のいずれかに記載の人工呼吸装置。

【請求項 10】 前記人工呼吸回路が、ガスセンサーの近傍に湿度センサーを備えてなる前記請求項 1～9 のいずれかに記載の人工呼吸装置。

【請求項 11】 前記人工呼吸回路は、人工呼吸回路内を流通するガスの流量を測定する流量測定手段を有してなる前記請求項 1～10 のいずれかに記載の人工呼吸装置。

【請求項 12】 両端を開口する管体と、前記管体の内周面に設けられたガスセンサーおよび温度センサーとを有することを特徴とするセンサーモジュール。

【請求項 13】 前記センサーモジュールはさらに湿度センサーを備えてなる前記請求項 12 に記載のセンサーモジュール。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】 この発明は人工呼吸装置およびセンサーモジュールに関し、さらに詳しくは、患者の

換気状態をリアルタイムにモニターすることのできる人工呼吸装置およびこの人工呼吸装置に好適に装備することのできるセンサーモジュールに関する。

## 【0002】

【従来の技術】 たとえば、患者に人工呼吸をする場合、あるいは患者に麻酔をかける場合、患者の換気状態を把握することが重要である。

【0003】 従来においては、所定時間毎に呼気および/または吸気をサンプリングし、得られるサンプルガスを別に備える酸素計あるいは炭酸ガス計でその濃度をバッチ式で測定していた。あるいは、人工呼吸装置における人工呼吸回路に分岐管を特に設け、その分岐管に接続された酸素計あるいは炭酸ガス計で呼気あるいは吸気中の酸素濃度あるいは炭酸ガス濃度をモニターするなどしていた。いずれの方法によるも、リアルタイムに呼吸作用をモニターしているということではなかった。

## 【0004】

【発明が解決しようとする課題】 この発明はこのような状況に鑑みて完成された。すなわち、この発明の目的は、患者の呼吸作用をリアルタイムで監視することのできる人工呼吸装置を提供することにある。この発明の他の目的は、患者の酸素消費量および/または換気状態をリアルタイムで監視することのできる人工呼吸装置を提供することにある。この発明の他の目的は、患者の体温の如何にかかわらず患者の酸素消費量および/または換気状態をリアルタイムで監視することのできる人工呼吸装置を提供することにある。この発明の他の目的は、患者の肺に適度の湿度を有する吸気を送り込み、患者の呼吸作用をリアルタイムで監視することのできる人工呼吸装置を提供することにある。この発明の他の目的は前記人工呼吸装置に好適に組み込み可能なセンサーモジュールを提供することにある。

## 【0005】

【前記課題を解決するための手段】 前記課題を解決するための請求項 1 に記載の発明は、吸気を送り出す吸気チューブと呼吸を送り出す呼気チューブとを有する人口呼吸回路からなる人口呼吸装置において、人工呼吸回路にガスセンサーと温度センサーとを設け、呼吸作用をモニター可能にすることを特徴とする人工呼吸装置であり、請求項 2 に記載の発明は、前記人工呼吸回路が、吸気チューブと、呼気チューブと、気管用チューブと、前記吸気チューブ、呼気チューブおよび気管用チューブを接続するコネクタとを備えてなる前記請求項 1 に記載の人工呼吸装置であり、請求項 3 に記載の発明は、前記吸気チューブおよび前記呼気チューブそれぞれにガスセンサーおよび温度センサーからなるセンサーモジュールを設けてなる前記請求項 2 に記載の人工呼吸装置であり、請求項 4 に記載の発明は、前記コネクタが、そのガス流通空間内にガスセンサーおよび温度センサーを備えてなる前記請求項 2 に記載の人工呼吸装置であり、請求項 5

に記載の発明は、前記気管用チューブが、ガスセンサーおよび温度センサーを設けてなる前記請求項 2 に記載の人工呼吸装置であり、請求項 6 に記載の発明は、前記ガスセンサーおよび温度センサーが、前記コネクタと前記気管用チューブとの間に介装されたセンサーモジュールである前記請求項 2 に記載の人工呼吸装置であり、請求項 7 に記載の発明は、前記ガスセンサーが酸素センサーである前記請求項 1 ～ 6 のいずれかに記載の人工呼吸装置であり、請求項 8 に記載の発明は、前記ガスセンサーが炭酸ガスセンサーである前記請求項 1 ～ 6 のいずれかに記載の人工呼吸装置であり、請求項 9 に記載の発明は、前記ガスセンサーが酸素センサーおよび炭酸ガスセンサーである前記請求項 1 ～ 6 のいずれかに記載の人工呼吸装置であり、請求項 10 に記載の発明は、前記人工呼吸回路が、ガスセンサーの近傍に湿度センサーを備えてなる前記請求項 1 ～ 9 のいずれかに記載の人工呼吸装置であり、請求項 11 に記載の発明は、前記人工呼吸回路は、人工呼吸回路内を流通するガスの流量を測定する流量測定手段を有してなる前記請求項 1 ～ 10 のいずれかに記載の人工呼吸装置であり、請求項 12 に記載の発明は、両端を開口する管体と、前記管体の内周面に設けられたガスセンサーおよび温度センサーとを有することを特徴とするセンサーモジュールであり、請求項 13 に記載の発明は、前記センサーモジュールはさらに湿度センサーを備えてなる前記請求項 12 に記載のセンサーモジュールである。

#### 【0006】

【発明の実施の形態】この発明に係る人工呼吸装置においては、従来の人工呼吸装置と同様に、酸素含有ガス供給手段に接続されていてこの酸素含有ガス供給手段から酸素含有ガスを送出する吸気チューブと、患者からの呼吸を排出する呼気チューブとを有する。

【0007】吸気チューブと呼気チューブとは別体であることもあり、また吸気チューブ内に呼気チューブが挿通されてなる二重管構造であることもあり、またこの逆に呼気チューブ内に吸気チューブが挿通されてなる二重管構造であることもある。

【0008】公知のある種の人工呼吸装置においては、吸気チューブの先端部すなわち酸素含有ガス供給手段に接続された端部とは反対側の端部には、患者の鼻および／または口に装着される装着端部を備えた気管内チューブが接続され、呼気チューブにはたとえば呼気中の水分をトラップするウオータトラップが接続され、またその呼気チューブの端部には患者の鼻および／または口に装着される装着端部を備えた気管内チューブが接続される。

【0009】吸気チューブの先端部と呼気チューブとの先端部には、コネクタが取り付けられ、そのコネクタに 1 本の気管内チューブが装着され、吸気チューブから送出される酸素含有ガスがコネクタを介して気管内チュー

ブ内に送出され、気管内チューブを介して送り出される呼気がコネクタを介して呼気チューブ内に送出されるようになっている。このとき、吸気が気管内チューブ内へ送出されることなく吸気チューブから呼気チューブへ直接に送出されることもある。この場合、酸素ガスあるいは炭酸ガスは気管内チューブ内のガス拡散によって移動される。

【0010】また、ある種の人工呼吸装置においては、前記気管内チューブの代わりに、気管切開チューブが装着されることもある。なお、ここでは気管内チューブおよび気管切開チューブとを合わせて気管用チューブと称する。

【0011】このような吸気チューブ、呼気チューブおよび気管内チューブまたは気管切開チューブを有してなり、患者に酸素含有ガスを送り込み、患者の呼吸を回収する経路が人工呼吸回路である。

【0012】この発明は、前記各種の人工呼吸装置に適用される。そして、この発明の人工呼吸装置のある態様においては、吸気チューブおよび呼気チューブのそれぞれにガスセンサーおよび温度センサーが設けられる。

【0013】吸気チューブにおけるガスセンサーの取り付け位置は、酸素含有ガスの流通する気体流通路内の適宜の位置である。この吸気チューブに取り付けられるガスセンサーは、通常、酸素センサーである。

【0014】酸素センサーとしては、酸素含有ガス中の酸素を検出し、その酸素濃度に対応する電圧値あるいは電流値である電気信号を出力することができる小型のセンサーを挙げることができる。なお、この酸素センサーで検出される酸素量は、酸素含有ガス中の酸素濃度であるから、パーセンテージあるいは分圧などで示される相対量である。

【0015】呼気チューブにおけるガスセンサーの取り付け位置は、呼気ガスの流通する気体流通路内の適宜の位置である。この呼気チューブに取り付けられるガスセンサーは、酸素センサーおよび炭酸ガスセンサーのいずれか単独であっても、また酸素センサーと炭酸ガスセンサーとの組み合わせであっても良い。

【0016】温度センサーとしては、そのガスの温度を電圧値あるいは電流値である電気信号として出力することのできる小型のセンサーを一例として挙げることができる。

【0017】なお、この発明においては、温度センサーと酸素センサーおよび／または炭酸ガスセンサーとを、モジュール化して使用することもできる。

【0018】温度センサーの取り付け位置は、吸気チューブにおける酸素センサーの取り付け位置と同じ位置もしくはその近傍であるのが好ましく、また呼気チューブにおける酸素センサーおよび／または炭酸ガスセンサーの取り付け位置と同じ位置もしくはその近傍であるのが好ましい。

【0019】この発明の人工呼吸装置のある例（第1の例と称することがある。）においては、吸気チューブに酸素センサーおよび温度センサーが、また呼気チューブにも酸素センサーおよび温度センサーがそれぞれ取り付けられ、これら各種のセンサーから出力される検出信号を入力し、検出信号に基づいて各種演算を行う演算制御部が設けられている。

【0020】この第1の例である人工呼吸装置においては、これら二つの酸素センサーおよびこれら二つの温度センサーから出力される検出信号が演算制御部に出力される。演算制御部においては、吸気チューブ内の酸素センサーから出力される検出信号および温度センサーから出力される温度検出信号から特定温度における酸素量を算出し、また呼気チューブ内の酸素センサーから出力される検出信号および温度センサーから出力される温度検出信号から前記特定温度における酸素量を算出し、算出した2種の酸素量から患者の酸素摂取量を算出することができる。

【0021】この第1の例である人工呼吸装置においては、吸気チューブおよび呼気チューブそれぞれに酸素センサーおよび温度センサーが設けられているので、患者の呼吸作用を経時的に測定することができる。

【0022】前述したように、酸素センサーを吸気チューブおよび呼気チューブに設けることにより吸気チューブ内および呼気チューブ内を流通するガス中の酸素量が相対量として検出される。すなわち、吸気チューブから送出されたガス中の酸素量に対して換気作用によって消費された酸素量の相対量がパーセンテージがモニターされることになる。

【0023】吸気チューブおよび呼気チューブ内の酸素の絶対量を測定するには、流量測定手段を設けることが必要である。

【0024】この流量測定手段は、酸素センサーが取り付けられている吸気チューブ内を流通するガスの流量を測定可能な位置に取り付けられていれば良く、チューブ内の酸素センサーの取り付け位置に隣接する位置に流量測定手段が設けられるのが好ましいが、酸素センサーの取り付け位置よりも離れた位置に流量測定手段が設けられていても良い。

【0025】流量測定手段としては、熱線流量計、翼車型流量計、差圧式流量計、流体拡散流量計、流体振動流量計、渦式流量計、超音波流量計、熱パルス流量計、およびローリングシール式流量計などが挙げられる。これらの内のいずれの流量測定手段を採用するかは、流量測定手段を取り付ける位置、人工呼吸回路中を流通する酸素含有ガスおよび呼気ガスの流量、あるいは患者が成人か小児か新生児かなどに応じて適宜に決定される。

【0026】流量測定手段が設けられた人工呼吸装置においては、演算制御部に吸気チューブにおける酸素センサーおよび温度センサーからの検出信号と、呼気チュー

ブにおける酸素センサーおよび温度センサーからの検出信号とを入力すると、吸気チューブ内の酸素量（相対量）を特定温度の酸素量に換算し、また呼気チューブ内の酸素量を前記と同じ特定温度の酸素量（相対量）に換算する。一方、この演算制御部は、吸気チューブに取り付けられた流量測定手段からの測定信号および呼気チューブに取り付けられた流量測定手段からの測定信号を入力し、これら測定信号から、吸気チューブ内を流通するガスの流量を算出し、また呼気チューブ内を流通するガスの流量を算出する。そして、この演算制御部は、吸気チューブ内を流通するガスすなわち酸素含有ガス中の相対的な酸素量とガスの流量とから吸気チューブ内の酸素量（絶対値）を演算する。またこの演算制御部は、呼気チューブ内を流通するガスすなわち呼気ガス中の相対的な酸素量とガスの流量とから呼気チューブ内の酸素量（絶対値）を演算する。吸気チューブ内を流通するガス中の絶対値としての酸素量と呼気チューブ内を流通する呼気中の絶対値としての酸素量とから、患者の換気状態が経時的に把握される。

【0027】この発明の人工呼吸装置の他の例（第2の例と称することがある。）では、吸気チューブに酸素センサーおよび温度センサーが取り付けられ、呼気チューブに酸素センサーおよび炭酸ガスセンサーおよび温度センサーが取り付けられる。

【0028】前記炭酸ガスセンサーとしては、ガス中の炭酸ガスの濃度を電圧値または電流値として出力することのできる小型のセンサーを挙げることができる。

【0029】この第2の例である人工呼吸装置においては、吸気チューブにおける酸素センサーの取り付け位置および温度センサーの取り付け位置は、前記第1の例において説明したのと同様である。呼気チューブにおける酸素センサーおよび炭酸ガスセンサーの取り付け位置は、呼気ガスの流通する気体流通路内の適宜の位置である。

【0030】この第2の例である人工呼吸装置においては、吸気チューブから気管内チューブあるいは気管切開チューブを介して患者に酸素ガスあるいは酸素含有ガスが送出され、患者の呼気が気管内チューブあるいは気管切開チューブを介して呼気チューブを通じて排出される。

【0031】この第2の例である人工呼吸装置においては、前記第1の例の人工呼吸装置におけるのと同様に、酸素センサーにより呼吸作用がモニターされる。

【0032】呼気チューブ内を流通する呼気ガス中の炭酸ガスは炭酸ガスセンサーにより検出され、炭酸ガスセンサーから検出信号が演算制御部に出力され、また温度センサーにより呼気チューブ内の呼気温度が検知されてこの温度センサーから温度検出信号が演算制御部に出力される。演算制御部においては、呼気チューブ内の炭酸ガスセンサーから出力される検出信号および温度センサ

一から出力される温度検出信号から前記特定温度における炭酸ガス量を算出し、患者の換気状態がモニターされる。

【0033】前述したように、酸素センサーおよび炭酸ガスセンサーにより測定される量は相対量である。すなわち、吸気チューブ内を流通するガス中の酸素量が酸素センサーにより検出され、呼気チューブ内を流通するガス中の酸素量が酸素センサーにより検出されるので、換気作用によって消費された酸素量の相対量例えばパーセンテージあるいは分圧が演算制御部により算出され、モニターされることになる。

【0034】呼気チューブおよび吸気チューブ内の酸素の絶対量および呼気チューブ内の炭酸ガスの絶対量を測定するには、流量測定手段を呼気チューブおよび吸気チューブそれぞれに設けることが必要である。

【0035】この流量測定手段の取り付け位置については第1の例において説明した通りである。また、流量測定手段を取り付けた吸気チューブ内を通過するガス中の酸素量の絶対値、および、この流量測定手段を取り付けた呼気チューブ内を通過する呼気中の酸素ガスおよび炭酸ガス量の絶対値を測定することにより、患者の酸素摂取量の絶対値を把握することができ、また炭酸ガスの絶対値を把握することができる。

【0036】この発明の人工呼吸装置の第3の例として、人工呼吸回路が、酸素を送出する吸気チューブと呼気を排出する呼気チューブと、気管内チューブまたは気管切開用チューブを接続可能に形成され、かつ、吸気チューブからの酸素含有ガスを前記気管内チューブまたは気管切開用チューブに送出し、気管内チューブまたは気管切開用チューブから呼気チューブへと呼気を排出するコネクタとを備え、前記コネクタにガスセンサーおよび温度センサーを設け、前記ガスセンサーおよび温度センサーから出力される検出信号を入力して患者の呼吸作用および/または換気状態としての酸素消費量および/または炭酸ガス消費量を算出する演算制御部を備える人工呼吸装置が挙げられる。

【0037】コネクタ内のガス流通空間内に設けられるガスセンサーとしては、酸素センサーおよび/または炭酸ガスセンサーを挙げることができる。酸素センサーおよび炭酸ガスセンサーの構造、機能については、前記第1の例において説明した通りである。

【0038】この第3の例においては、コネクタ内に酸素センサーおよび温度センサーが設けられていると、吸気チューブからコネクタ内に送り込まれるガス中に酸素含有ガス中の酸素が酸素センサーにより検出され、温度センサーによりコネクタ内の温度が測定され、酸素センサーから出力される検出信号および温度センサーから出力される温度検出信号が演算制御部に出力される。演算制御部では温度センサーにより測定されたコネクタ内の

実際の温度における酸素量を特定温度における酸素量に換算し、経時的にコネクタ内の酸素量を演算する。この第3の例においても患者の換気状態が経時的に把握される。

【0039】この第3の例において、コネクタ内に炭酸ガスセンサーおよび温度センサーが設けられていると、コネクタ内に送り込まれる呼気中の炭酸ガスが炭酸ガスセンサーにより検出され、温度センサーによりコネクタ内の温度が測定され、炭酸ガスセンサーから出力される検出信号および温度センサーから出力される温度検出信号が演算制御部に出力される。演算制御部では温度センサーにより測定されたコネクタ内の実際の温度における炭酸ガス量を特定温度における炭酸ガス量に換算し、経時的にコネクタ内の炭酸ガス量を演算する。この第3の例においても呼気中の炭酸ガスの濃度という観点から患者の換気状態が経時的に把握される。

【0040】この第3の例において測定される酸素量および/または炭酸ガス量は相対量としての濃度である。呼気中の絶対量としての酸素量および/または炭酸ガス量は、呼気チューブまたは呼気チューブのいずれかに流量測定手段を設ける必要がある。流量測定手段から出力される流量検出信号が演算制御部に入力されると、演算制御部では、呼気の流量と酸素量および/または炭酸ガス量とから、呼気中の絶対値としての酸素量および/または炭酸ガス量が測定される。流量測定手段を有すると、絶対値である酸素量および/または炭酸ガス量が経時的に把握され、患者の換気状態がモニターされる。

【0041】この発明の人工呼吸装置の第4の例として、人工呼吸回路が、酸素を送出する吸気チューブと、呼気を排出する呼気チューブと、気管内チューブまたは気管切開用チューブと、前記気管内チューブまたは前記吸気チューブからの酸素含有ガスを前記気管内チューブまたは前記気管切開用チューブに送出し、前記気管内チューブまたは前記気管切開用チューブから呼気チューブへと呼気を排出するコネクタとを備えてなり、前記気管内チューブまたは前記気管切開用チューブは、前記コネクタに結合される端部とは反対側の端部のガス流通路内に、ガスセンサーおよび温度センサーを設けてなる人工呼吸装置が挙げられる。

【0042】この第4の例においても、前記第3の例におけるのと同様に、患者の呼吸作用および/または換気状態が酸素摂取量および/または炭酸ガス量によって経時的に監視され得る。吸気チューブまたは呼気チューブのいずれかに流量測定手段を設けておくと、酸素摂取量および/または炭酸ガス量の絶対値を把握することができる。

【0043】この発明の人工呼吸装置の第5の例として、吸気チューブと、呼気チューブと、吸気チューブおよび呼気チューブに気管内チューブまたは気管切開用チ

ューブを接続するコネクタ、人工呼吸回路中に設けられた湿度センサーと、前記人工呼吸回路に設けられたガスセンサーおよび温度センサーと、要すれば流量測定手段とを備えてなる人工呼吸装置が挙げられる。

【0044】この第5の例においては、湿度センサーを設けているので、患者の肺臓にダメージを与えない適度の湿度を有する酸素含有ガスを送り込むことができる。

【0045】この発明の人工呼吸装置における呼吸チューブ、および吸気チューブのいずれかにガスセンサーおよび温度センサーを装着する場合、ガスセンサーおよび温度センサーを一体に組み込んでなるセンサーモジュールを使用するのが好ましい。

【0046】センサーモジュールは、管体に接続可能な端部を有し、一端から他端へと連通する両端を連通している管構造を有し、その管構造の内部にガスセンサー、温度センサー、場合により必要に応じて湿度センサーを装備する。

#### 【0047】

##### 【実施例】

(例1) この例1は、酸素ガスセンサーおよび炭酸ガスセンサーからなるガスセンサーおよび温度センサーを気管内チューブに設けてなる例である。

【0048】図1はこの発明の一実施例である人工呼吸装置における人工呼吸回路を示す説明図である。

【0049】図1に示されるように、人工呼吸装置における人工呼吸回路1は、吸気チューブ2と呼吸チューブ3と、コネクタ4と、気管内チューブ5とを有する。

【0050】吸気チューブ2は、たとえば患者に酸素を送り込むチューブである。この場合、患者を人工呼吸させるためにこの吸気チューブ2を介して酸素を送り込むこともあるし、患者に麻酔をかけるために酸素を含有する麻酔ガスをこの吸気チューブ2を介して送り込むこともある。

【0051】いずれの場合においても、吸気チューブ2の一端は、酸素含有ガスたとえば人工呼吸のための酸素富化ガスを供給する酸素富化ガス供給手段(図示せず。)あるいは麻酔ガスと酸素ガスとを含有する麻酔ガス供給手段(図示せず。)に接続され、吸気チューブ2の他端には前記コネクタ4に接続され、吸気チューブ2の中間部には加湿器6が介装される。この吸気チューブ2には、呼吸チューブ2内を流通するガスを所定温度に加熱する加熱手段たとえばヒートワイヤ(図示せず。)が取り付けられている。

【0052】吸気チューブ2は、通常柔軟な部材で形成される。吸気チューブ2は酸素富化ガス供給手段あるいは麻酔ガス供給手段からコネクタ4までを一本の流通路として形成される。

【0053】呼吸チューブ3は、患者の呼吸を排出するチューブである。この呼吸チューブ3の一端には、呼吸を排出する排気手段に接続され、呼吸チューブ3の他端

は前記コネクタ4に接続される。また、この呼吸チューブ3の中間部には、呼吸中の水分をトラップすることにより呼吸中の水分が排気手段に流通することを阻止するウォータートラップ7が介装されている。

【0054】呼吸チューブ3は、通常柔軟な部材で形成される。呼吸チューブ3はコネクタ4から排気手段までを一本の流通路として形成される。

【0055】通常、このコネクタ4に前記吸気チューブ2の先端部および前記呼吸チューブ3が脱着不可能に接続されている。

【0056】前記気管内チューブ5は、患者に酸素含有ガスを送出し、また患者の呼吸を呼吸チューブ3に排出する管体である。この気管内チューブ5の一端は、前記コネクタ4に脱着可能に装着され、この気管内チューブ5の他端は、患者の口および/または鼻に挿入される。なお、この実施例においては、人工呼吸回路1を形成する一部として、気管内チューブ5が採用されているが、患者の状態によっては、例えば患者が自発呼吸不可能に至った状態においては、気管内チューブ5に代えて気管切開チューブがコネクタ4に装着される。

【0057】この実施例においては、図2に示されるように、気管内チューブ5に、酸素センサー8、温度センサー9および炭酸ガスセンサー10とが設けられている。

【0058】前記気管内チューブ5は、口あるいは鼻より挿入される。この気管内チューブ5は、塩化ビニール、シリコンゴム等により形成される。

【0059】前記温度センサー9、酸素センサー8および炭酸ガスセンサー10は、気管内チューブ5の先端部から所定距離の位置にそれぞれ並べて配設される。同じ距離の位置に配設されていることにより、酸素センサー8および炭酸ガスセンサー10が酸素ガスおよび炭酸ガスを検知するその位置での温度を温度センサー9により検知することができるからである。温度センサー9と酸素センサー8および炭酸ガスセンサー10とが、気管内チューブ5の先端部から異なる距離の位置にそれぞれ配設されていると、酸素センサー8が酸素を検知するその位置での温度とは異なる温度を、また炭酸ガスセンサー10が炭酸ガスを検知するその位置での温度とは異なる温度を温度センサー9が測定することになり、正確な酸素量および炭酸ガス量を検出することができなくなることがある。なお、ここで、酸素量は酸素濃度あるいは酸素分圧として示されることができ、また、炭酸ガス量は炭酸ガス濃度あるいは炭酸ガス分圧として示されることができ、これら濃度および分圧は相対量であって絶対量ではない。

【0060】前記温度センサー9、酸素センサー8および炭酸ガスセンサー10が併設される位置は、通常、気管内チューブ5の先端開口部より50~150mmの距離にある。気管内チューブ5の先端開口部から50mm

よりも遠い位置に温度センサー 9、酸素センサー 8 および炭酸ガスセンサー 10 が配設されていると、気管内チューブ 5 内に流入する呼気、あるいは気管内チューブ 5 内から流出する吸気の流れを乱して酸素センサー 8 および炭酸ガスセンサー 10 で正確に酸素および炭酸ガスを検出することができないことがあるからである。気管内チューブ 5 の先端開口部から 150 mm よりも近い位置にこれらセンサーを設けるのは、リアルタイムに測定することができるようにするためである。

【0061】温度センサー 9 にはサーミスターが使用される。温度センサー 9 には導電線 11 が接続されていて、この導電線 11 は気管内チューブ 5 の内側から外側に引き出され、気管内チューブ 5 の外面に沿わされている。

【0062】この酸素センサー 8 としては、ガルバニ電池式酸素センサーおよびク拉克電池式酸素センサーを使用することができる。この発明においてはガルバニ電池式酸素センサーが好ましい。ガルバニ電池式酸素センサーは、酸素の電気化学的還元の有効な金属、好ましくは貴金属（好適には金）または金属酸化物を有する正極と、卑金属（好適には鉛）を有する負極と、たとえば水酸化ナトリウム、水酸化カリウムなどの水溶液、または酢酸とアルカリ金属もしくはアンモニアの酢酸塩との混合水溶液などの電解液とを有してなり、前記正極と負極との間に一定の抵抗を接続したときに、そこに流れる電流と酸素濃度との間に直線性があることを利用したセンサーである。このガルバニ電池式酸素センサーには各種の態様のセンサーが提案され、また実用化されているが、いずれも制限なくこの発明に使用することができる。もっとも、気管内チューブ 5 の先端内部に酸素センサー 8 を装着する必要上、小型のガルバニ電池式酸素センサーを採用するのが良い。

【0063】ガルバニ電池式酸素センサーであるところの、小型に改造された好適な酸素センサー 8 は、図 3 に示されるように、呼気および吸気の表面更新を良くするために薄い板状であるのが良い。そして、この酸素センサー 8 は、容器の底に配設された負極 12 としての卑金属たとえば鉛の薄い板ないしシートと、この負極 12 の上に配設されたところの、繊維質多孔体たとえば紙あるいは不織布に電解液を含浸してなるリテーナ層 13 と、このリテーナ層 13 の上に接触して配設されたところの、導電性のカーボンペーパーあるいはカーボンフェルトなどからなる集電体 14 と、その集電体 14 に接触して配設されたところの、正極 15 としての貴金属たとえば金の薄い板ないしシートと、この正極 15 に密着してこれを被覆するように、前記容器の開口部を覆蓋する酸素拡散膜 16 とを有してなる。なお、図 3 において、17 で示すのは、前記負極 12、リテーナ層 13、集電体 14、正極 15 および酸素拡散膜 16 を収容する容器である。

【0064】なお、リテーナ層 13 は電解液を含浸する層である。前記繊維質多孔体に電解液を含浸してなるリテーナ層 13 の代わりに、ゲル状の電解質を採用することもできる。ゲル状の電解質を使用すると、繊維質多孔体を使用する必要がなくなる。

【0065】酸性電解液としては、例えば酢酸 1~6 モル/リットル、好ましくは 3~5 モル/リットル、酢酸カリ 1~5 モル/リットル、好ましくは 2~4 モル/リットル、酢酸鉛 0.05~0.5 モル/リットル、好ましくは 0.08~0.1 モル/リットルを含有し、pH が 4~7、好ましくは 5.8~6 に調整されてなる電解液を挙げることができる。

【0066】リテーナ層 13 および集電体 14 はその機能を果たすことのできる限り特に制限がない。

【0067】前記酸素拡散膜 16 としては、酸素を透過させる機能を有する樹脂膜であれば特に制限がなく、例えばポリエチレン、ポリプロピレンなどのポリオレフィンからなる膜およびフッ素樹脂からなる膜などを挙げることができる。好ましいのはフッ素樹脂からなる膜およびポリオレフィンからなる膜である。

【0068】酸素センサー 8 としてのガルバニ電池式酸素センサーは、白金などの負極と、銀・塩化銀などの正極と、塩化カリウム水溶液などの電解液と、ポリエチレン膜などの酸素透過膜とを備え、前記酸素透過膜に接する電解液中に前記正極と負極とを浸漬し、正極と負極との間に流れる電流値をもって酸素ガス量を測定するようになっている。

【0069】この酸素センサー 8 の正極 15 および負極 12 からは導電線 11 が引き出されていて、それら導電線 11 は気管内チューブ 5 の内側から外側へと引き出され、気管内チューブ 5 の外面に沿わされている。

【0070】炭酸ガスセンサー 10 としては、セバリングハウス型電極を好適に使用することができる。このセバリングハウス型電極は、pH ガラス電極と Ag/AgCl 電極とを一对にした複合電極である。その他に、炭酸ガスセンサー 10 として ISFET (Ion Sensitive Field Effective Transistor) を利用した炭酸ガスセンサーを採用することも好適である。

【0071】この炭酸ガスセンサー 10 から導電線 11 が引き出されていて、それら導電線 11 は気管内チューブ 5 の内側から外側へと引き出され、気管内チューブ 5 の外面に沿わされている。

【0072】図 4 に示されるように、前記温度センサー 9、酸素センサー 8 および炭酸ガスセンサー 10 からそれぞれ出力される検知信号は、導電線 11 を介して、モニター内の演算制御部 18 に出力される。

【0073】この演算制御部 18 は、温度センサー 9 から出力される温度検知信号、酸素センサー 2 から出力される酸素検知信号、および炭酸ガスセンサー 10 から出力される炭酸ガス検知信号を入力し、例えば、所定時間

間隔毎にデータをサンプリングし、AD変換し、たとえば検量線に基づいて酸素量および炭酸ガス量を算出し、温度とその酸素量および炭酸ガス量との対応関係を記憶し、図示しないメモリーにデータを格納するようになっている。この演算制御部18で演算されたデータは、出力手段19たとえばCRTモニター、XYプロッター等

【0074】この演算制御部18は、図示しない入力手段による指令に応じて、メモリーに格納されていたデータを読み出して、過去の一定期間のデータを出力することができるようにもなっている。

【0075】さらに、この演算制御部18には、酸素量および炭酸ガス量についての閾値を保持していて、測定された酸素量および炭酸ガス量とその閾値を越えるか否かを監視する監視機能を持たせることもできる。この演算制御部18が前記監視機能を備えるときには、外部装置として、警告灯などの視覚に訴え、警告音あるいは警告音声などの聴覚に訴える警告手段を設け、酸素量および/または炭酸ガス量が閾値を越えたときには演算制御部18から警告信号が前記警告手段に出力されることにより警告手段により警報が発せられるようにすることもできる。

【0076】以上構成の人工呼吸装置は以下の作用を有する。

【0077】吸気の通過の際、酸素センサー8は、混合ガス中の酸素を検出する。すなわち、図3に示される構造を有する酸素センサー8においては、吸気が気管内チューブ5内を通過すると、酸素透過膜中を酸素が透過し、正極15に酸素が到達する。この正極15で酸素が電解還元され、正極15と負極12との間で、吸気中の酸素量に比例した電流が流れる。発生した電流は導電線11を介して取り出され、演算制御部18で演算されて酸素量が決定される。一方、温度センサー9では呼気および吸気の温度を高精度で測定し、温度センサー9から導電線11を介して温度検知信号が出力される。温度検知信号は、演算制御部18内で前記酸素センサー8の測定時温度として記憶される。また、酸素センサー8で測定された酸素量と温度センサー9で測定された温度とをセットにして記憶される。必要に応じて酸素量についてのデータがたとえば酸素分圧あるいは酸素濃度として出力手段19に出力される。

【0078】患者の呼気中の炭酸ガス量および酸素ガス量が、酸素センサー8および炭酸ガスセンサー10により測定される。呼気中の酸素量が測定されると、吸気中の酸素ガス量から、患者の酸素消費量が前記演算制御部18で演算可能である。また、炭酸ガスセンサー10により患者の炭酸ガス量が測定され、患者の換気状態が監視される。

【0079】以上のようにして、この人工呼吸装置を使用すると、リアルタイムで患者の吸気中の酸素量（酸素

分圧、酸素濃度)を測定ないし監視することができ、これによって、たとえば麻酔ガスと酸素ガスとの混合ガスを患者に吸引させる場合に前記混合ガス中の酸素量を適正に調節することができる。また、呼気中の炭酸ガス量を測定することができるので、患者の換気状態もリアルタイムで監視することができる。

【0080】前記実施例に係る人工呼吸装置は、患者に麻酔ガスと酸素ガスとの混合ガスを吸引させる場合のみならず、患者に人工呼吸を行う場合においても、好適に使用される。

【0081】人工呼吸に使用する場合、所定の酸素量を有する酸素含有ガスをこの人工呼吸装置を介して患者に吸気として供給する。混合ガス中の酸素量が酸素センサー8によりリアルタイムで監視される。患者の呼気がこの人工呼吸装置を通じて取り出される。炭酸ガスセンサー10が患者の換気状態を監視する。酸素センサー8が呼気中の酸素量をリアルタイムで監視し、吸気中の酸素量と呼気中の酸素量とから、患者の酸素消費量がリアルタイムで監視される。

【0082】以上、この発明の実施例について説明したが、この発明は前記実施例に限定されるものではなく、この発明の要旨の範囲内で様々な設計変更を行うことのできることは言うまでもない。

【0083】この発明における酸素センサー8としては、前記実施例におけるようなガルバニ電池式酸素センサーを使用することのできる外に、クラーク電池式酸素センサーを使用することもできる。もともと、ガルバニ電池式酸素センサーが、精度および取り扱い易さという観点から、好ましい。

【0084】ガルバニ電池式酸素センサーとしては、貴金属例えば金を正極として、卑金属例えば鉛を負極として備え、正極と負極との間に酸性電解液を備えてなる構造を有する限り、特にその構造に制限がなく、この発明に好適に適用することができる。

【0085】この発明における酸素センサー8の形態としては、図3に示されるような板状であるに限られず、図5に示されるような円柱体であっても良い。

【0086】図5に示される酸素センサー8は、有底筒状の容器8aの底に配設された負極8bとしての卑金属たとえば鉛の薄い板ないしシートと、この負極8bに接触するように配設されたところの、紙あるいは不織布に酸性電解液を含浸してなるリテーナ層8cと、このリテーナ層8cに接触して配設されたところの、導電性のカーボンペーパーあるいはカーボンフェルトからなる集電体8dと、その集電体8dに接触して配設されたところの、正極8eとしての貴金属たとえば金の薄い板ないしシートと、この正極8eに密着してこれを被覆するように、前記容器の開口部を覆蓋する酸素拡散膜8fとを有してなる。この円筒状の酸素センサー8はその円形端面を気管内チューブ5の開口部に向けて配設される。

【0087】この発明の人工呼吸装置として、酸素センサー8と温度センサー9とを気管内チューブ5の先端開口部内に設ける態様を挙げることができる。酸素センサー8と温度センサー9とを備えた人工呼吸装置は、患者の酸素濃度、酸素分圧、酸素消費量等をリアルタイムで監視することができる。

【0088】また、この発明の人工呼吸装置として、炭酸ガスセンサー10と温度センサー9とを気管内チューブの先端開口部内に設ける態様を挙げることができる。この態様によると患者の換気状態をリアルタイムで監視することができる。

【0089】この実施例においては、気管内チューブの、酸素センサーおよび炭酸ガスセンサーの配置箇所近傍に、流量測定手段を設けることができる。流量測定手段を設けることにより、酸素センサーで測定された相対値としての酸素ガス量を絶対値でモニターすることができ、また炭酸ガスセンサーで測定された相対値としての炭酸ガス量を絶対値でモニターすることができる。

【0090】(例2) この例は、酸素センサーおよび炭酸ガスセンサーよりなるガスセンサーと温度センサーとをコネクタに設けてなる人工呼吸装置に係る。

【0091】図6に示されるように、この実施例に係る人工呼吸装置は、吸気チューブ2と呼気チューブ3と、コネクタ4と、気管内チューブ5と、図示しない演算制御部と、図示しない出力手段とを有する。

【0092】このコネクタ4は、コネクタ本体20の一端部に、気管内チューブ5の一端開口部に挿入される第1チューブ接続部21と、コネクタ本体20の他端部に設けられたところの、二股に別れた第2チューブ接続部22と第3チューブ接続部23とを有し、前記第1チューブ接続部21の端部開口部から前記第2チューブ接続部22の端部開口部および第3チューブ接続部23の端部開口部に連通する貫通孔を有し、第1チューブ接続部21から第2チューブ接続部22および第3チューブ接続部23まで一連のガス流通路が形成される。この第2チューブ接続部22は吸気チューブ2の端部開口部に挿入され、第3チューブ接続部23は呼気チューブ3の端部開口部に挿入される。

【0093】コネクタ4内には、前記ガス流通路に臨むように、酸素センサー24、炭酸ガスセンサー25および温度センサー26が配置され、各センサーにはそれぞれ導電線(図示せず。)が結合され、その導電線は演算制御部に接続される。

【0094】演算制御部および出力手段は、前記例1におけるのと同様である。

【0095】コネクタ内に酸素センサー、炭酸ガスセンサー、温度センサーが設けられていると、前記例1におけるのと同様に、呼気および吸気中の酸素含有量および炭酸ガス含有量をリアルタイムで測定し、監視することができる。

【0096】このコネクタ内に流量測定手段を設けておくと、前記例1におけるのと同様に酸素ガス量および炭酸ガス量を絶対値としてモニターすることができる。

【0097】この例2にかかる人工呼吸装置においては、演算制御部に前記例1におけるのと同様の警報機能を持たせることができ、例1におけるのと同様の効果が奏される。

【0098】(例3) この例3は、酸素センサーおよび温度センサーを吸気チューブ内に設け、かつ呼気チューブ内に酸素センサー、炭酸ガスセンサーおよび温度センサーを設けてなる人工呼吸装置に関する。

【0099】この例3に係る人工呼吸装置は、吸気チューブと呼気チューブと、コネクタと、気管内チューブと、演算制御部と、出力手段とを有する。

【0100】この例3においては、図7に示されるように、吸気チューブ2の途中にセンサーモジュール20が介装される。

【0101】このセンサーモジュール30は、モジュール本体31の両端に、吸気チューブ2の端部に挿入可能な接続部32を備え、一方の接続部32から他方の接続部32へとガス流通孔33が貫通してなり、モジュール本体31の略中央部においては前記ガス流通孔33内に配置された酸素ガスセンサー34と温度センサー35とが配置されてなる。なお、図7において、36で示されるのは、前記酸素ガスセンサー34から出力される電気信号を出力するためのコネクタであり、37で示されるのは、前記温度センサー35から出力される電気信号を出力するためのコネクタである。

【0102】この例3においては、呼気チューブの途中には、前記吸気チューブに介装されているのと同じセンサーモジュールと炭酸ガスセンサーとが介装される。

【0103】呼気チューブ内に設けた酸素センサーにより吸気中の酸素量が測定され、呼気チューブ内に設けられた酸素センサーにより呼気中の酸素量が測定され、呼気中の酸素量と吸気中の酸素量とから、患者における酸素消費量がリアルタイムに把握される。また、炭酸ガスセンサーにより患者の排出する炭酸ガス量がリアルタイムに把握される。

【0104】ところで、吸気チューブおよび呼気チューブにガスセンサーをたとえば酸素センサーおよび/または炭酸ガスセンサーを設ける場合、たとえば呼気チューブに積分器を介装させるのが良い。積分器としては、呼気ガス貯留槽を挙げることができる。積分器の配設位置は、呼気チューブにおけるコネクタと炭酸ガスセンサーとの間が好ましい。積分器を設けることにより、酸素量および炭酸ガス量の平均値を求めるのに好都合である。

【0105】この例においても吸気チューブおよび呼気チューブに流量測定手段を設けておくと、吸気チューブ内を通過する吸気としての酸素含有ガス中の絶対量としての酸素量および呼気チューブ内を通過する呼気中の炭

17

酸ガスの絶対量を、酸素センサーおよび炭酸ガスセンサーによる測定と相俟って、リアルタイムに測定監視することができる。

# 【0106】

【発明の効果】この発明によると、患者の呼気および吸気中のガスすなわち酸素および／または炭酸ガスの濃度、分圧および含有量をリアルタイムに測定することができ、患者の呼吸作用および／または換気状態をリアルタイムで監視することのできる人工呼吸装置を提供することができる。この発明によると、患者毎にその呼吸作用および／または換気状態を監視することのできる、患者に適した治療、麻酔あるいは人工呼吸等の処置を行うことができる。

【0107】この発明によると、患者の肺臓に負担をかけることなく適度の湿度を有するガスを供給することができ、しかも患者の呼気および吸気中のガスすなわち酸素および／または炭酸ガスの濃度、分圧および含有量をリアルタイムに測定することができ、患者の呼吸作用および／または換気状態をリアルタイムで監視することのできる人工呼吸装置を提供することができる。この発明によると、患者毎にその呼吸作用および／または換気状態を監視することのできる、患者に適した治療、麻酔あるいは人工呼吸等の処置を行うことができる。

# 【図面の簡単な説明】

18

【図1】図1はこの発明の一実施例である人工呼吸装置における人工呼吸回路を示す説明図である。

【図2】図2はこの発明の一実施例である人工呼吸装置における気管内チューブの先端部を示す一部切欠斜視図である。

【図3】図3はこの発明の一実施例である酸素センサーを示す縦断面図である。

【図4】図4はこの発明の一実施例である気管内チューブで測定された温度検出信号および酸素検出信号の処理回路を示すブロック図である。

【図5】図5はこの発明の他の実施例である酸素センサーを示す断面斜視図である。

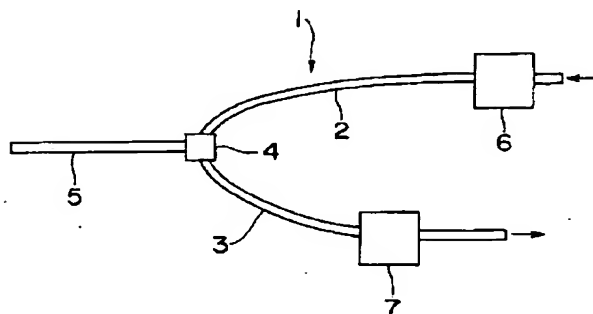
【図6】図6はこの発明の一実施例である人工呼吸装置におけるコネクタを示すところの、一部を切欠してなる説明図である。

【図7】図7はこの発明の一実施例である人工呼吸装置におけるセンサーモジュールを示す説明図である。

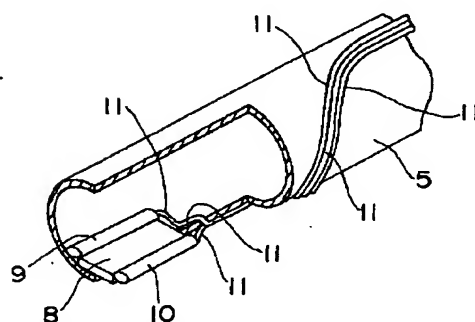
# 【符号の説明】

1・・・人工呼吸回路、2・・・吸気チューブ、3・・・呼気チューブ、4・・・コネクタ、5・・・気管内チューブ、6・・・加湿器、7・・・ウォータトラップ、8・・・酸素センサー、9・・・温度センサー、10・・・炭酸ガスセンサー

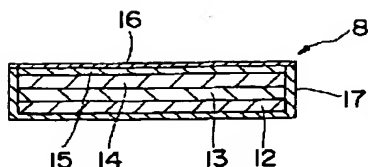
【図1】



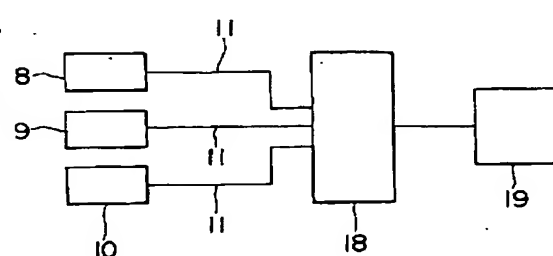
【図2】



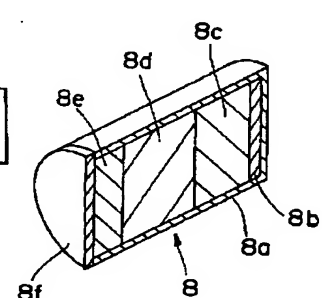
【図3】



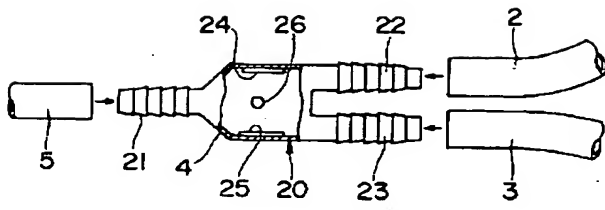
【図4】



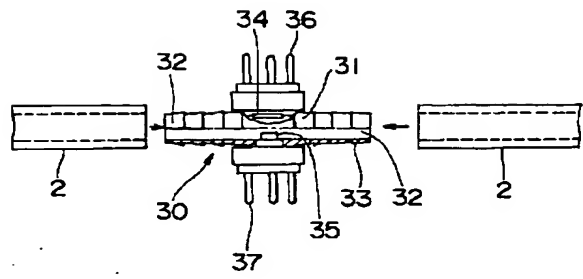
【図5】



【図 6】



【図 7】



## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 09-051950

(43)Date of publication of application : 25.02.1997

(51)Int.Cl.

A61M 16/00

A61M 16/00

A61B 5/08

(21)Application number : 07-205679

(71)Applicant : NIKKISO Y S I KK

(22)Date of filing : 11.08.1995

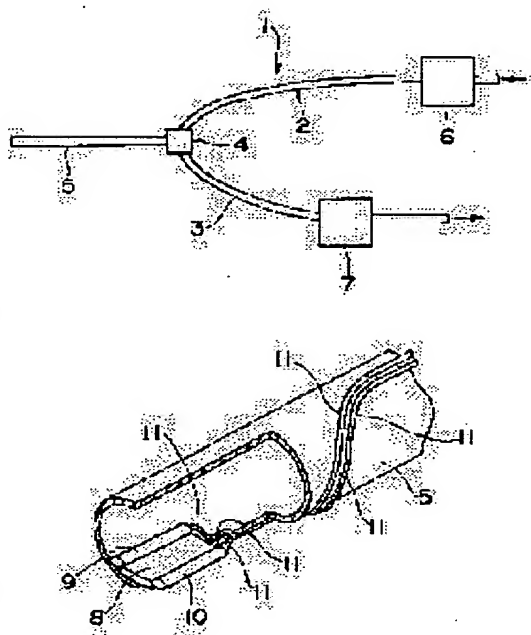
(72)Inventor : NODA TOSHIKI  
HOTTA TAKESHI  
KOBAYASHI YOSHIKAZU

## (54) ARTIFICIAL RESPIRATOR AND SENSOR MODULE

## (57)Abstract:

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To monitor a respiratory behavior on a real time basis by providing a gas sensor and a temperature sensor or an artificial respiration circuit having inspiration and expiration tubes.

**SOLUTION:** An artificial respiration circuit 1 is equipped with an inspiration tube 2, an expiration tube 3, an endotracheal tube 5 and the like, and one end of the inspiration tube 2 is connected to an oxygen enriched gas feed means or the like. Furthermore, a humidifier 6 is laid on the inspiration tube 2 at an intermediate position. Besides, one end of an expiration tube 3 is connected to an exhaust means, and a water trap 7 is laid on the expiration tube 3 at an intermediate position, so as to prevent moisture contained in exhalation from flowing to the exhaust means. In this case, the endotracheal tube 5 to be inserted into a patient's mouth and/or nose is fitted with an oxygen sensor 8, a temperature sensor 9 and a carbon dioxide gas sensor 10. Then, signals detected with each of the sensors 8 to 10 are outputted to an operation control part in a monitor via conductors 11, thereby monitoring whether or not the measured oxygen and carbon dioxide volumes exceed their threshold values.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

**\* NOTICES \***

Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.\*\*\* shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

---

**CLAIMS**

---

**[Claim(s)]**

[Claim 1] Artificial ventilation equipment which prepares a gas sensor and a thermo sensor in an artificial ventilation circuit, makes the monitor of respiration possible in the population respirator which consists of a population respiratory circuit which has the inhalation-of-air tube which sends out inhalation of air, and the expiration tube which sends out expiration, and is characterized by the bird clapper.

[Claim 2] Artificial ventilation equipment given in the aforementioned claim 1 for which the aforementioned artificial ventilation circuit comes to prepare the connector which connects an inhalation-of-air tube, an expiration tube, the tube for tracheae, the aforementioned inhalation-of-air tube and an expiration tube, and the tube for tracheae.

[Claim 3] Artificial ventilation equipment given in the aforementioned claim 2 which comes to prepare the sensor module which becomes the aforementioned inhalation-of-air tube and each aforementioned expiration tube from a gas sensor and a thermo sensor.

[Claim 4] Artificial ventilation equipment given in the aforementioned claim 2 to which the aforementioned connector comes to have a gas sensor and a thermo sensor in the gas circulation space.

[Claim 5] Artificial ventilation equipment given in the aforementioned claim 2 in which the aforementioned tube for tracheae comes to prepare a gas sensor and a thermo sensor.

[Claim 6] Artificial ventilation equipment given in the aforementioned claim 2 the aforementioned gas sensor and whose thermo sensor are the sensor modules infixed between the aforementioned connector and the aforementioned tube for tracheae.

[Claim 7] Artificial ventilation equipment given in either of the aforementioned claims 1-6 whose aforementioned gas sensors are oxygen sensors.

[Claim 8] Artificial ventilation equipment given in either of the aforementioned claims 1-6 whose aforementioned gas sensors are carbonic acid gas sensors.

[Claim 9] Artificial ventilation equipment given in either of the aforementioned claims 1-6 whose aforementioned gas sensors are an oxygen sensor and a carbonic acid gas sensor.

[Claim 10] Artificial ventilation equipment given in either of the aforementioned claims 1-9 to which the aforementioned artificial ventilation circuit comes to have a humidity sensor near the gas sensor.

[Claim 11] The aforementioned artificial ventilation circuit is artificial ventilation equipment given in either of the aforementioned claims 1-10 which come to have a hydrometry means to measure the flow rate of the gas which circulates the inside of an artificial ventilation circuit.

[Claim 12] The sensor module characterized by having the shell which carries out opening of the ends, and the gas sensor and thermo sensor which were prepared in the inner skin of the aforementioned shell.

[Claim 13] The aforementioned sensor module is a sensor module given in the aforementioned claim 12 which comes to have a humidity sensor further.

---

[Translation done.]

## \* NOTICES \*

Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.

2.\*\*\*\* shows the word which can not be translated.

3.In the drawings, any words are not translated.

---

## DETAILED DESCRIPTION

---

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[The technical field to which invention belongs] This invention relates to the sensor module which can be equipped suitable for the artificial ventilation equipment which can act to real time as the monitor of a patient's ventilation condition, and this artificial ventilation equipment in more detail about artificial ventilation equipment and a sensor module.

[0002]

[Description of the Prior Art] For example, when respiring artificially to a patient, or when applying anesthesia to a patient, it is important to grasp a patient's ventilation condition.

[0003] In the former, expiration and/or inhalation of air were sampled for every predetermined time, and the concentration was measured by the batch type with the oxygen analyzer or carbon-dioxide-gas meter independently equipped with the sample gas obtained. Or especially the branch pipe was prepared in the artificial ventilation circuit in artificial ventilation equipment, and it was carrying out acting as the monitor of the oxygen density or carbon-dioxide-gas concentration under expiration or inhalation of air with the oxygen analyzer or carbon-dioxide-gas meter connected to the branch pipe etc. which method — also depending — it is acting to real time as the monitor of the respiration — \*\*\*\*\* — there was nothing

[0004]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] This invention was completed in view of such a situation. That is, the purpose of this invention is to offer the artificial ventilation equipment which can supervise a patient's respiration on real time. Other purposes of this invention are to offer the artificial ventilation equipment which can supervise a patient's oxygen demand and/or ventilation condition on real time. Other purposes of this invention are regardless of a patient's temperature to offer the artificial ventilation equipment which can supervise a patient's oxygen demand and/or ventilation condition on real time. Other purposes of this invention send in the inhalation of air which has moderate humidity in a patient's lungs, and are to offer the artificial ventilation equipment which can supervise a patient's respiration on real time. Other purposes of this invention are to offer an incorporable sensor module suitable for the aforementioned artificial ventilation equipment.

[0005]

[Means for Solving the Problem] Invention according to claim 1 for solving the aforementioned technical problem In the population respirator which consists of a population respiratory circuit which has the inhalation-of-air tube which sends out inhalation of air, and the expiration tube which sends out expiration It is artificial ventilation equipment which prepares a gas sensor and a thermo sensor in an artificial ventilation circuit, makes the monitor of respiration possible, and is characterized by the bird clapper. invention according to claim 2 The aforementioned artificial ventilation circuit An inhalation-of-air tube, an expiration tube, and the tube for tracheae, It is artificial ventilation equipment given in the aforementioned claim 1 which comes to have the connector which connects the aforementioned inhalation-of-air tube, an expiration tube, and the tube for tracheae. invention according to claim 3 It is artificial ventilation equipment given in the aforementioned claim 2 which comes to prepare the sensor module which becomes the aforementioned inhalation-of-air tube and each aforementioned expiration tube from a gas sensor and a thermo sensor. Invention according to claim 4 is artificial ventilation equipment given in the aforementioned claim 2 to which the aforementioned connector comes to have a gas sensor and a thermo sensor in the gas circulation space. Invention according to claim 5 is artificial ventilation equipment given in the aforementioned

claim 2 in which the aforementioned tube for tracheae comes to prepare a gas sensor and a thermo sensor. invention according to claim 6 It is artificial ventilation equipment given in the aforementioned claim 2 the aforementioned gas sensor and whose thermo sensor are the sensor modules infixed between the aforementioned connector and the aforementioned tube for tracheae. Invention according to claim 7 is artificial ventilation equipment given in either of the aforementioned claims 1-6 whose aforementioned gas sensors are oxygen sensors. invention according to claim 8 The aforementioned gas sensor is artificial ventilation equipment given in either of the aforementioned claims 1-6 which are carbonic acid gas sensors. invention according to claim 9 The aforementioned gas sensor is artificial ventilation equipment given in either of the aforementioned claims 1-6 which are an oxygen sensor and a carbonic acid gas sensor. invention according to claim 10 The aforementioned artificial ventilation circuit is artificial ventilation equipment given in either of the aforementioned claims 1-9 which come to have a humidity sensor near the gas sensor. invention according to claim 11 The shell to which the aforementioned artificial ventilation circuit is artificial ventilation equipment given in either of the aforementioned claims 1-10 which come to have a hydrometry means to measure the flow rate of the gas which circulates the inside of an artificial ventilation circuit, and invention according to claim 12 carries out opening of the ends, It is the sensor module characterized by having the gas sensor and thermo sensor which were prepared in the inner skin of the aforementioned shell, and invention according to claim 13 is a sensor module given in the aforementioned claim 12 for which the aforementioned sensor module comes to prepare a humidity sensor further.

[0006]

[Embodiments of the Invention] In the artificial ventilation equipment concerning this invention, it has the inhalation-of-air tube which is connected to the oxygen content gas supply means, and sends out oxygen content gas from this oxygen content gas supply means like conventional artificial ventilation equipment, and the expiration tube which discharges the expiration from a patient.

[0007] Since it is another object, and since an inhalation-of-air tube and an expiration tube are the double-pipe structures of coming to insert in an expiration tube in an inhalation-of-air tube, they may be this double-pipe structure of coming to insert in an inhalation-of-air tube in an expiration tube conversely.

[0008] The endotracheal tube equipped with the wearing edge with which a patient's nose and/or mouth are equipped is connected to the edge of an opposite side, and the water trap which carries out the trap of the moisture for example, in expiration is connected to an expiration tube, and the endotracheal tube which equipped the edge of the expiration tube with the wearing edge with which a patient's nose and/or mouth are equipped is connected with the edge connected to the point of an inhalation-of-air tube, i.e., an oxygen content gas-supply means, in well-known artificial-ventilation equipment of a certain kind.

[0009] A connector is attached in the point of the point of an inhalation-of-air tube, and an expiration tube, the connector is equipped with one endotracheal tube, the oxygen content gas sent out from an inhalation-of-air tube is sent out in an endotracheal tube through a connector, and the expiration sent out through an endotracheal tube is sent out in an expiration tube through a connector. At this time, it may be directly sent out from an inhalation-of-air tube to an expiration tube, without sending out inhalation of air into an endotracheal tube. In this case, oxygen gas or carbon dioxide gas is moved by the gaseous diffusion in an endotracheal tube.

[0010] Moreover, in a certain kind of artificial ventilation equipment, it may be equipped with a tracheotomy tube instead of the aforementioned endotracheal tube. In addition, an endotracheal tube and a tracheotomy tube are doubled here, and the tube for tracheae is called.

[0011] The path which comes to have such an inhalation-of-air tube, an expiration tube and an endotracheal tube, or a tracheotomy tube, sends oxygen content gas into a patient, and collects a patient's expiration is an artificial ventilation circuit.

[0012] This invention is applied to various kinds of aforementioned artificial ventilation equipments. And in a mode with the artificial ventilation equipment of this invention, a gas sensor and a thermo sensor are prepared in each of an inhalation-of-air tube and an expiration tube.

[0013] The installation position of the gas sensor in an inhalation-of-air tube is a proper position in the gas circulation way where oxygen content gas circulates. The gas sensor attached in this inhalation-of-air tube is usually an oxygen sensor.

[0014] As an oxygen sensor, the oxygen in oxygen content gas can be detected and the small sensor which can output the electrical signal which is the voltage value or current value corresponding to the

oxygen density can be mentioned. In addition, since the amount of oxygen detected by this oxygen sensor is an oxygen density in oxygen content gas, it is a relative amount shown with a percentage or a partial pressure.

[0015] The installation position of the gas sensor in an expiration tube is a proper position in the gas circulation way where expiration gas circulates. The gas sensor attached in this expiration tube may be the combination of an oxygen sensor and a carbonic acid gas sensor, even if an oxygen sensor and a carbonic acid gas sensor are independent either.

[0016] The small sensor which can output the temperature of the gas as a thermo sensor as an electrical signal which is a voltage value or current value can be mentioned as an example.

[0017] In addition, in this invention, a thermo sensor, an oxygen sensor, and/or a carbonic acid gas sensor can also be modularized and used.

[0018] As for the installation position of a thermo sensor, it is desirable that they are the same position as the installation position of the oxygen sensor in an inhalation-of-air tube or its near, and it is desirable that they are the same position as the installation position of the oxygen sensor in an expiration tube and/or a carbonic acid gas sensor or its near.

[0019] an example (the 1st example may be called) with the artificial ventilation equipment of this invention — setting — an inhalation-of-air tube — an oxygen sensor and a thermo sensor — moreover, an oxygen sensor and a thermo sensor are attached also in an expiration tube, respectively, the detecting signal outputted from the sensor of these various kinds is inputted, and the operation control section which performs various operations based on a detecting signal is prepared

[0020] In the artificial ventilation equipment which is this 1st example, the detecting signal outputted from these two oxygen sensors and these two thermo sensors is outputted to an operation control section. In an operation control section, a patient's oxygen uptake is computable from two sorts of amounts of oxygen which computed and computed the amount of oxygen in the aforementioned specific temperature from the temperature detecting signal outputted from the detecting signal which computes the amount of oxygen in specific temperature from the temperature detecting signal outputted from the detecting signal outputted from the oxygen sensor in an inhalation-of-air tube, and a thermo sensor, and is outputted from the oxygen sensor in an expiration tube, and a thermo sensor.

[0021] In the artificial ventilation equipment which is this 1st example, since the oxygen sensor and the thermo sensor are prepared in an inhalation-of-air tube and each expiration tube, a patient's respiration can be measured with time.

[0022] As mentioned above, the amount of oxygen in the gas which circulates the inside of an inhalation-of-air tube and an expiration tube is detected as a relative amount by preparing an oxygen sensor in an inhalation-of-air tube and an expiration tube. That is, it will act the relative amount of the amount of oxygen consumed by the ventilation operation to the amount of oxygen in the gas sent out from the inhalation-of-air tube as the monitor of the percentage.

[0023] In order to measure the absolute magnitude of the oxygen in an inhalation-of-air tube and an expiration tube, it is required to establish a hydrometry means.

[0024] Although it is desirable that a hydrometry means is prepared in the position contiguous to the installation position of the oxygen sensor in a tube that the flow rate of the gas which circulates the inside of the inhalation-of-air tube with which the oxygen sensor is attached should just be attached in this hydrometry means in the measurable position, the hydrometry means may be prepared in the position distant from the installation position of an oxygen sensor.

[0025] As a hydrometry means, a hot wire current meter, a disk type flowmeter, a differential pressure type flowmeter, a fluid diffusion flowmeter, a fluid oscillating flowmeter, an eddy type flowmeter, an ultrasonic flowmeter, a thermal-pulse flowmeter, a rolling seal formula flowmeter, etc. are mentioned. The flow rate of the oxygen content gas by which whether which hydrometry means of these is adopted circulates the inside of the position in which a hydrometry means is attached, and an artificial ventilation circuit, and expiration gas, or a patient is suitably determined according to an adult, a child, a newborn infant, etc.

[0026] In the artificial ventilation equipment with which the hydrometry means was established, if the detecting signal from the oxygen sensor in an inhalation-of-air tube and a thermo sensor and the detecting signal from the oxygen sensor in an expiration tube and a thermo sensor are inputted into an operation control section, the amount of oxygen in an inhalation-of-air tube (relative amount) will be converted into the amount of oxygen of specific temperature, and the amount of oxygen in an

expiration tube will be converted into the amount of oxygen of the same specific temperature as the above (relative amount). On the other hand, this operation control section computes the flow rate of the gas which inputs the measurement signal from the hydrometry means attached in the measurement signal and expiration tube which were attached in the inhalation-of-air tube from the hydrometry means, and computes the flow rate of the gas which circulates the inside of an inhalation-of-air tube from these measurement signals, and circulates the inside of an expiration tube. And this operation control section calculates the amount of oxygen in an inhalation-of-air tube (absolute value) from the relative amount of oxygen in the gas, i.e., oxygen content gas, which circulates the inside of an inhalation-of-air tube, and the flow rate of gas. Moreover, this operation control section calculates the amount of oxygen in an expiration tube (absolute value) from the relative amount of oxygen in the gas, i.e., expiration gas, which circulates the inside of an expiration tube, and the flow rate of gas. From the amount of oxygen as an absolute value in the gas which circulates the inside of an inhalation-of-air tube, and the amount of oxygen as an absolute value in the expiration which circulates the inside of an expiration tube, a patient's ventilation condition is grasped with time.

[0027] In other examples (the 2nd example may be called) of the artificial ventilation equipment of this invention, an oxygen sensor and a thermo sensor are attached in an inhalation-of-air tube, and an oxygen sensor, a carbonic acid gas sensor, and a thermo sensor are attached in an expiration tube.

[0028] As the aforementioned carbonic acid gas sensor, the small sensor which can output the concentration of the carbon dioxide gas in gas as a voltage value or current value can be mentioned.

[0029] In the artificial ventilation equipment which is this 2nd example, the installation position of the oxygen sensor in an inhalation-of-air tube and the installation position of a thermo sensor are the same with having explained in the 1st example of the above. The installation position of the oxygen sensor in an expiration tube and a carbonic acid gas sensor is a proper position in the gas circulation way where expiration gas circulates.

[0030] In the artificial ventilation equipment which is this 2nd example, oxygen gas or oxygen content gas is sent out to a patient through an endotracheal tube or a tracheotomy tube from an inhalation-of-air tube, and a patient's expiration is discharged through an expiration tube through an endotracheal tube or a tracheotomy tube.

[0031] In the artificial ventilation equipment which is this 2nd example, an oxygen sensor acts as the monitor of the respiration similarly in the artificial ventilation equipment of the 1st example of the above.

[0032] The carbon dioxide gas in the expiration gas which circulates the inside of an expiration tube is detected by the carbonic acid gas sensor, a detecting signal is outputted to an operation control section from a carbonic acid gas sensor, and the expiration temperature in an expiration tube is detected by the thermo sensor, and a temperature detecting signal is outputted to an operation control section from this thermo sensor. In an operation control section, the amount of carbon dioxide gas in the aforementioned specific temperature is computed from the temperature detecting signal outputted from the detecting signal outputted from the carbonic acid gas sensor in an expiration tube, and a thermo sensor, and it acts as the monitor of a patient's ventilation condition.

[0033] As mentioned above, the amount measured by the oxygen sensor and the carbonic acid gas sensor is a relative amount. That is, since the amount of oxygen in the gas which circulates the inside of an inhalation-of-air tube is detected by the oxygen sensor and the amount of oxygen in the gas which circulates the inside of an expiration tube is detected by the oxygen sensor, the relative amount, for example, the percentage, or partial pressure of the amount of oxygen consumed by the ventilation operation will be computed by the operation control section, and will act as a monitor.

[0034] In order to measure the absolute magnitude of the oxygen in an expiration tube and an inhalation-of-air tube, and the absolute magnitude of the carbon dioxide gas in an expiration tube, it is required to prepare a hydrometry means in an expiration tube and each inhalation-of-air tube.

[0035] It is as having explained the installation position of this hydrometry means in the 1st example. Moreover, in the population respirator which has a hydrometry means, by measuring the oxygen gas in the expiration which passes through the inside of the expiration tube which attached the absolute value and this hydrometry means of the amount of oxygen in the gas which passes through the inside of the inhalation-of-air tube which attached this hydrometry means, and the absolute value of the amount of carbon dioxide gas, the absolute value of a patient's oxygen uptake can be grasped, and the absolute value of carbon dioxide gas can be grasped.

[0036] The inhalation-of-air tube with which an artificial ventilation circuit sends out oxygen as the 3rd example of the artificial ventilation equipment of this invention, and the expiration tube which

discharges expiration, It is formed possible [ connection of an endotracheal tube or the tube for tracheotomies ]. The oxygen content gas from an inhalation-of-air tube is sent out to the aforementioned endotracheal tube or the tube for tracheotomies. It has the connector which discharges expiration from an endotracheal tube or the tube for tracheotomies to an expiration tube. A gas sensor and a thermo sensor are prepared in the aforementioned connector. Artificial ventilation equipment equipped with the operation control section which computes the oxygen demand and/or carbon-dioxide-gas consumption as a patient's respiration and/or ventilation condition by inputting the detecting signal outputted from the aforementioned gas sensor and a thermo sensor is mentioned.

[0037] As a gas sensor formed in the gas circulation space in a connector, an oxygen sensor and/or a carbonic acid gas sensor can be mentioned. It is as having explained the structure of an oxygen sensor and a carbonic acid gas sensor, and the function in the 1st example of the above.

[0038] In this 3rd example, if the oxygen sensor and the thermo sensor are prepared in the connector, the oxygen in the gas sent in in a connector from an inhalation-of-air tube, especially oxygen content gas will be detected by the oxygen sensor, the temperature in a connector will be measured by the thermo sensor, and the temperature detecting signal outputted from the detecting signal outputted from an oxygen sensor and a thermo sensor will be outputted to an operation control section. In an operation control section, the amount of oxygen in the actual temperature in the connector measured by the thermo sensor is converted into the amount of oxygen in specific temperature, and the amount of oxygen in a connector is calculated with time. Also in this 3rd example, a patient's ventilation condition is grasped with time.

[0039] In this 3rd example, if the carbonic acid gas sensor and the thermo sensor are prepared in the connector, the carbon dioxide gas in the expiration sent in in a connector will be detected by the carbonic acid gas sensor, the temperature in a connector will be measured by the thermo sensor, and the temperature detecting signal outputted from the detecting signal outputted from a carbonic acid gas sensor and a thermo sensor will be outputted to an operation control section. In an operation control section, the amount of carbon dioxide gas in the actual temperature in the connector measured by the thermo sensor is converted into the amount of carbon dioxide gas in specific temperature, and the amount of carbon dioxide gas in a connector is calculated with time. Also in this 3rd example, a patient's ventilation condition is grasped with time from a viewpoint of the concentration of the carbon dioxide gas in expiration.

[0040] The amount of oxygen and/or the amount of carbon dioxide gas which are measured in this 3rd example are the concentration as a relative amount. The amount of oxygen and/or the amount of carbon dioxide gas as absolute magnitude in expiration need to prepare a hydrometry means in either an expiration tube or an expiration tube. If the flow rate detecting signal outputted from a hydrometry means is inputted into an operation control section, in an operation control section, the amount of oxygen and/or the amount of carbon dioxide gas as an absolute value in expiration will be measured from the flow rate of expiration, the amount of oxygen, and/or the amount of carbon dioxide gas. If it has a hydrometry means, the amount of oxygen and/or the amount of carbon dioxide gas which are an absolute value will be grasped with time, and it will act as the monitor of a patient's ventilation condition.

[0041] The inhalation-of-air tube with which an artificial ventilation circuit sends out oxygen as the 4th example of the artificial ventilation equipment of this invention, The expiration tube which discharges expiration, and an endotracheal tube or the tube for tracheotomies, It is formed possible [ connection of the aforementioned endotracheal tube or the aforementioned tube for tracheotomies ]. And the oxygen content gas from the aforementioned inhalation-of-air tube is sent out to the aforementioned endotracheal tube or the aforementioned tube for tracheotomies. It comes to have the connector which discharges expiration from the aforementioned endotracheal tube or the aforementioned tube for tracheotomies to an expiration tube. the aforementioned endotracheal tube or th aforementioned tube for tracheotomies With the edge combined with the aforementioned connector, the artificial ventilation equipment which comes to prepare a gas sensor and a thermo sensor in the gas-stream path of the edge of an opposite side is mentioned.

[0042] In this 4th example, a patient's respiration and/or ventilation condition may be supervised with time similarly in the 3rd example of the above by oxygen uptake and/or the amount of carbon dioxide gas. If the hydrometry means is prepared in either the inhalation-of-air tube or the expiration tube, the absolute value of oxygen uptake and/or the amount of carbon dioxide gas can be grasped.

[0043] As the 5th example of the artificial ventilation equipment of this invention, with the connector

which connects an endotracheal tube or the tube for tracheotomies to an inhalation-of-air tube, an expiration tube, and an inhalation-of-air tube and an expiration tube, the humidity sensor prepared all over the artificial ventilation circuit, the gas sensor formed in the aforementioned artificial ventilation circuit, and a thermo sensor, if it requires, the artificial ventilation equipment which comes to have a hydrometry means will be mentioned.

[0044] In this 5th example, since the humidity sensor is prepared, the oxygen content gas which has the moderate humidity which does not give a damage to a patient's lung is sendable.

[0045] When equipping either the expiration tube in the artificial ventilation equipment of this invention, and an inhalation-of-air tube with a gas sensor and a thermo sensor, it is desirable to use the sensor module which comes to include a gas sensor and a thermo sensor in one.

[0046] A sensor module has the edge which can connect with a shell, has the pipe structure which is opening for free passage the ends which are open for free passage from an end to the other end, and equips the interior of the pipe structure with a humidity sensor if needed by the gas sensor, the thermo sensor, and the case.

[0047]

[Example]

(Example 1) This example 1 is an example which comes to prepare the gas sensor and thermo sensor which consist of an oxygen gas sensor and a carbonic acid gas sensor in an endotracheal tube.

[0048] Drawing 1 is explanatory drawing showing the artificial ventilation circuit in the artificial ventilation equipment which is one example of this invention.

[0049] As shown in drawing 1, the artificial ventilation circuit 1 in artificial ventilation equipment has the inhalation-of-air tube 2, the expiration tube 3, a connector 4, and an endotracheal tube 5.

[0050] The inhalation-of-air tube 2 is a tube which sends oxygen into a patient. In this case, in order to send in oxygen through this inhalation-of-air tube 2 in order to make a patient respire artificially, and to apply anesthesia to a patient, the anesthetic gas containing oxygen may be sent in through this inhalation-of-air tube 2.

[0051] In the case of which, the end of the inhalation-of-air tube 2 is connected to an anesthetic-gas supply means (not shown) to contain the oxygen-enrichment gas supply means (not shown) or anesthetic gas which supplies the oxygen-enrichment gas for oxygen content gas, for example, artificial ventilation, and oxygen gas, it connects with the other end of the inhalation-of-air tube 2 at the aforementioned connector 4, and a humidifier 6 is infixed at the pars intermedia of the inhalation-of-air tube 2. It is attached in this inhalation-of-air tube 2, the heating means (not shown), for example, the heat wire, which heats the gas which circulates the inside of the expiration tube 2 to predetermined temperature.

[0052] The inhalation-of-air tube 2 is formed by the usually flexible member. The inhalation-of-air tube 2 is formed considering an oxygen-enrichment gas supply means or from an anesthetic-gas supply means to the connector 4 as one circulation way.

[0053] The expiration tube 3 is a tube which discharges a patient's expiration. It connects with an exhaust air means to discharge expiration at the end of this expiration tube 3, and the other end of the expiration tube 3 is connected to the aforementioned connector 4. Moreover, the water trap 7 which prevents that the moisture in expiration circulates for an exhaust air means is infixed in the pars intermedia of this expiration tube 3 by carrying out the trap of the moisture in expiration.

[0054] The expiration tube 3 is formed by the usually flexible member. The expiration tube 3 is formed considering from the connector 4 to an exhaust air means as one circulation way.

[0055] Usually, the point of the aforementioned inhalation-of-air tube 2 and the aforementioned expiration tube 3 are connected to this connector 4 impossible [ desorption ].

[0056] The aforementioned endotracheal tube 5 is a shell which sends out oxygen content gas to a patient, and discharges a patient's expiration in the expiration tube 3. The aforementioned connector 4 is equipped with the end of this endotracheal tube 5 possible [ desorption ], and the other end of this endotracheal tube 5 is inserted in a patient's mouth and/or nose. In addition, although a part is supposed and the endotracheal tube 5 is adopted, depending on a patient's condition, in the state which forms the artificial ventilation circuit 1 in this example where the patient resulted impossible [ spontaneous respiration ], for example, it replaces with an endotracheal tube 5 and a connector 4 is equipped with a tracheotomy tube.

[0057] In this example, as shown in drawing 2, the oxygen sensor 8, the thermo sensor 9, and the carbonic acid gas sensor 10 are formed in the endotracheal tube 5.

[0058] The aforementioned endotracheal tube 5 is inserted from a mouth or a nose. This endotracheal

tube 5 is formed with vinyl chloride, silicone rubber, etc.

[0059] From the point of an endotracheal tube 5, the aforementioned thermo sensor 9, an oxygen sensor 8, and the carbonic acid gas sensor 10 are arranged in the position of predetermined distance, respectively, and are arranged in it. By being arranged in the position of the same distance, it is because an oxygen sensor 8 and the carbonic acid gas sensor 10 can detect the temperature in the position which detects oxygen gas and carbon dioxide gas by the thermo sensor 9. When the thermo sensor 9, the oxygen sensor 8, and the carbonic acid gas sensor 10 are arranged in the position of distance which is different from the point of an endotracheal tube 5, respectively, a thermo sensor 9 will measure temperature which is different from the temperature in the position where the carbonic acid gas sensor 10 detects carbon dioxide gas again in different temperature from the temperature in the position where an oxygen sensor 8 detects oxygen, and it may be able to stop being able to detect the exact amount of oxygen, and the amount of carbon dioxide gas. In addition, the amount of oxygen can be shown as an oxygen density or oxygen tension, and the amount of carbon dioxide gas can be shown as carbon-dioxide-gas concentration or carbon dioxide partial pressure here. These concentration and a partial pressure are relative amounts, and are not absolute magnitude.

[0060] The position where the aforementioned thermo sensor 9, an oxygen sensor 8, and the carbonic acid gas sensor 10 are put side by side is usually in 50–150mm distance from nose-of-cam opening of an endotracheal tube 5. It is because the flow of the expiration which flows in an endotracheal tube 5, or the inhalation of air which flows out of the inside of an endotracheal tube 5 may be unable to be disturbed and an oxygen sensor 8 and the carbonic acid gas sensor 10 may be unable to detect oxygen and carbon dioxide gas correctly, if the thermo sensor 9, the oxygen sensor 8, and the carbonic acid gas sensor 10 are arranged in the position more distant than 50mm from nose-of-cam opening of an endotracheal tube 5. These sensors are formed in the position of about 150mm for enabling it to measure on real time from nose-of-cam opening of an endotracheal tube 5.

[0061] A thermistor is used for a thermo sensor 9. The electric conduction line 11 is connected to the thermo sensor 9, and this electric conduction line 11 is pulled out outside from the inside of an endotracheal tube 5, and is made to meet by the superficies of an endotracheal tube 5.

[0062] As this oxygen sensor 8, a galvanic cell formula oxygen sensor and a Clark-cell formula oxygen sensor can be used. In this invention, a galvanic cell formula oxygen sensor is desirable. A metal with a galvanic cell formula oxygen sensor effective in the electrochemical reduction of oxygen, and the positive electrode which has noble metals (suitably gold) or a metallic oxide preferably, With the negative electrode which has base metal (suitably lead), for example, a sodium hydroxide, When it comes to have the electrolytic solutions, such as solution, such as a potassium hydroxide, or an acetic acid, alkali metal, or a mixed-water solution with the acetate of ammonia, and fixed resistance is connected between the aforementioned positive electrode and a negative electrode It is a sensor using linearity being between the current and the oxygen densities which flow there. The sensor of various kinds of modes is proposed by this galvanic cell formula oxygen sensor, and although put in practical use, all can be used for this invention without a limit. But it is good to adopt a small galvanic cell formula oxygen sensor when [ required ] equipping the interior of the nose of cam of an endotracheal tube 5 with an oxygen sensor 8.

[0063] As shown in drawing 3, in order to improve renewal of a front face of expiration and inhalation of air, as for the suitable oxygen sensor 8 which is a galvanic cell formula oxygen sensor and which was converted small, it is good that it is a thin tabular. And the thin board or thin sheet of the base metal as a negative electrode 12, for example, lead, with which this oxygen sensor 8 was arranged in the bottom of a container, The retainer layer 13 which comes to sink into the fiber porous body, for example, the paper, or nonwoven fabric arranged on this negative electrode 12 in the electrolytic solution, The charge collector 14 which consists of a conductive carbon paper or conductive carbon felt contacted and arranged on this retainer layer 13, It comes to have the thin board or thin sheet of the noble metals as a positive electrode 15 contacted and arranged by the charge collector 14, for example, gold, and the oxygen diffusion shell 16 which covers opening of the aforementioned container so that it may stick to this positive electrode 15 and this may be covered. In addition, in drawing 3, what 17 shows is a container which holds the aforementioned negative electrode 12, the retainer layer 13, a charge collector 14, a positive electrode 15, and the oxygen diffusion shell 16.

[0064] In addition, the retainer layer 13 is a layer which sinks in the electrolytic solution. Instead of the retainer layer 13 which comes to sink into the aforementioned fiber porous body in the electrolytic solution, the electrolyte of a gel is also employable. When the electrolyte of a gel is used, it becomes unnecessary to use a fiber porous body.

[0065] As the acid electrolytic solution, preferably, 1. is preferably contained in 0.08–0.1 mols /, and pH can mention 4–7, and the electrolytic solution which it comes to adjust to 5.8–6 preferably a 1–6 mols [/l. ] acetic acid 2–4 mols [ l. ] /and 0.05–0.5 mols [/l. ] lead acetate 3–5 mols [ l. ] /and a 1–5 mols [/l. ] potassium acetate, for example.

[0066] The retainer layer 13 and a charge collector 14 do not have a limit, especially as long as the function can be achieved.

[0067] The film which consists of a film which there will be no limit especially if it is the resin film which has the function to make oxygen penetrate, as the aforementioned oxygen diffusion shell 16, for example, consists of polyolefines, such as polyethylene and polypropylene, and a fluororesin can be mentioned. The film which consists of a film which consists of a fluororesin, and a polyolefine is desirable.

[0068] The galvanic cell formula oxygen sensor as an oxygen sensor 8 is equipped with negative electrodes, such as platinum, positive electrodes, such as silver salt-ized silver, the electrolytic solutions, such as potassium chloride solution, and oxygen transparency films, such as a polyethylene film, is immersed in the aforementioned positive electrode and a negative electrode into the electrolytic solution which touches the aforementioned oxygen transparency film, and measures the amount of oxygen gas with the current value which flows between a positive electrode and a negative electrode.

[0069] The electric conduction line 11 is pulled out from the positive electrode 15 and negative electrode 12 of this oxygen sensor 8, and these electric conduction line 11 is pulled out outside from the inside of an endotracheal tube 5, and is made to meet by the superficies of an endotracheal tube 5.

[0070] As a carbonic acid gas sensor 10, a SEBARINGU house type electrode can be used suitably. This SEBARINGU house type electrode is a composite electrode which made pH glass electrode and the Ag/AgCl electrode the couple. In addition, it is also suitable to adopt the carbonic acid gas sensor which used ISFET (Ion Sensitive Field Effective Transistor) as a carbonic acid gas sensor 10.

[0071] The electric conduction line 11 is pulled out from this carbonic acid gas sensor 10, and these electric conduction line 11 is pulled out outside from the inside of an endotracheal tube 5, and is made to meet by the superficies of an endotracheal tube 5.

[0072] As shown in drawing 4, the detection signal outputted, respectively is outputted to the operation control section 18 in a monitor through the electric conduction line 11 from the aforementioned thermo sensor 9, an oxygen sensor 8, and the carbonic acid gas sensor 10.

[0073] The temperature detection signal with which this operation control section 18 is outputted from a thermo sensor 9. The oxygen detection signal outputted from oxygen SANSO 2 and the carbon-dioxide-gas detection signal outputted from the carbonic acid gas sensor 10 are inputted. For example, the AD translation of the data is sampled and carried out for every predetermined-time interval, for example, the amount of oxygen and the amount of carbon dioxide gas are computed based on a calibration curve; and data are stored in the memory which does not memorize and illustrate the correspondence relation between temperature, its amount of oxygen, and the amount of carbon dioxide gas. The data calculated by this operation control section 18 are outputted to the output means 19, for example, a CRT monitor, an XY plotter, etc.

[0074] This operation control section 18 can call the data stored in memory according to instructions by the input means which is not illustrated, and can output the data of a past fixed period now.

[0075] Furthermore, the monitoring function which supervises whether the threshold about the amount of oxygen and the amount of carbon dioxide gas is held, and the amount of oxygen and the amount of carbon dioxide gas which were measured exceed the threshold can also be given to this operation control section 18. The warning means of which complains to visual senses, such as an alarm lamp, and it complains to acoustic senses, such as beep sound or beep sound voice, as an external device when this operation control section 18 is equipped with the aforementioned monitoring function is established, and when the amount of oxygen and/or the amount of carbon dioxide gas exceed a threshold, an alarm can be emitted by the warning means by outputting an alarm signal to the aforementioned warning means from the operation control section 18.

[0076] The artificial ventilation equipment of composition has the following operations above.

[0077] An oxygen sensor 8 detects the oxygen in mixed gas in the case of passage of inhalation of air. That is, in the oxygen sensor 8 which has the structure shown in drawing 3, if inhalation of air passes through the inside of an endotracheal tube 5, oxygen will penetrate the inside of an oxygen transparency film, and oxygen will arrive at a positive electrode 15. Electrolytic reduction of the

oxygen is carried out in this positive electrode 15, and the current which is proportional to the amount of oxygen under inhalation of air between a positive electrode 15 and a negative electrode 12 flows. The generated current is taken out through the electric conduction line 11, it calculates by the operation control section 18, and the amount of oxygen is determined. On the other hand, in a thermo sensor 9, the temperature of expiration and inhalation of air is measured with high degree of accuracy, and a temperature detection signal is outputted through the electric conduction line 11 from a thermo sensor 9. A temperature detection signal is memorized as temperature within the operation control section 18 at the time of measurement of the aforementioned oxygen sensor 8. Moreover, the amount of oxygen measured by the oxygen sensor 8 and temperature measured by the thermo sensor 9 are made a set, and it memorizes. The data about the amount of oxygen are outputted to the output means 19 as oxygen tension or an oxygen density if needed.

[0078] The amount of carbon dioxide gas and the amount of oxygen gas in a patient's expiration are measured by the oxygen sensor 8 and the carbonic acid gas sensor 10. If the amount of oxygen in expiration is measured, an operation is possible for the amount of oxygen gas under inhalation of air to a patient's oxygen demand at the aforementioned operation control section 18. Moreover, a patient's amount of carbon dioxide gas is measured by the carbonic acid gas sensor 10, and a patient's ventilation condition is supervised.

[0079] When this artificial respiration equipment is used as mentioned above, and the amount of oxygen under a patient's inhalation of air (oxygen tension, oxygen density) can be measured or supervised on real time and it makes a patient attract the mixed gas of for example, anesthesia gas and oxygen gas by this, the amount of oxygen in the aforementioned mixed gas can be adjusted proper. Moreover, since the amount of carbon dioxide gas in expiration can be measured, a patient's ventilation condition can also be supervised on real time.

[0080] The artificial respiration equipment concerning the aforementioned example is suitably used, not only when making a patient attract the mixed gas of anesthesia gas and oxygen gas, but when respiring artificially to a patient.

[0081] When using it for artificial respiration, the oxygen content gas which has the predetermined amount of oxygen is supplied to a patient as inhalation of air through this artificial respiration equipment. The amount of oxygen in mixed gas is supervised by the oxygen sensor 8 on real time. A patient's expiration is taken out through this artificial respiration equipment. The carbonic acid gas sensor 10 supervises a patient's ventilation condition. An oxygen sensor 8 supervises the amount of oxygen in expiration on real time, and a patient's oxygen demand is supervised on real time from the amount of oxygen under inhalation of air, and the amount of oxygen in expiration.

[0082] As mentioned above, although the example of this invention was explained, it cannot be overemphasized that this invention is not limited to the aforementioned example and can perform a design change variously within the limits of the summary of this invention.

[0083] Outside it can use a galvanic cell formula oxygen sensor [ as / in the aforementioned example ] as an oxygen sensor 8 in this invention, a Clark-cell formula oxygen sensor can also be used. But a galvanic cell formula oxygen sensor is desirable from a viewpoint of precision and the ease of dealing with it.

[0084] As long as it has the structure which is equipped with base metal, for example, lead, as a negative electrode by making noble metals, for example, gold, into a positive electrode as a galvanic cell formula oxygen sensor, and comes to have the acid electrolytic solution between a positive electrode and a negative electrode, there is no limit especially in the structure, and it can apply suitable for this invention.

[0085] a tabular as shown in drawing 3 as a form of the oxygen sensor 8 in this invention — it is — you may be a pillar object as not restricted but shown in drawing 5

[0086] The thin board or thin sheet of the base metal as negative-electrode 8b, for example, lead, with which the oxygen sensor 8 shown in drawing 5 was arranged in the bottom of cylinder-like-object-with-base-like container 8a, Retainer layer 8c which comes to sink into the paper or the nonwoven fabric arranged so that this negative-electrode 8b might be contacted in the acid electrolytic solution, 8d of charge collectors which consist of the conductive carbon paper or conductive carbon felt contacted and arranged in this retainer layer 8c, It comes to have 8f of oxygen diffusion shells which cover opening of the aforementioned container so that it may stick to the thin board or thin sheet of the noble metals as positive-electrode 8e contacted and arranged by 8d of the charge collector, for example, gold, and this positive-electrode 8e and this may be covered. The oxygen sensor 8 of the shape of this cylinder turns the circular end face to opening of the tube 5 in a

trachea, and is arranged.

[0087] As artificial respiration equipment of this invention, the mode which forms an oxygen sensor 8 and a thermo sensor 9 in nose-of-cam opening of the tube 5 in a trachea can be mentioned. Artificial respiration equipment equipped with the oxygen sensor 8 and the thermo sensor 9 can supervise a patient's oxygen density, oxygen tension, an oxygen demand, etc. on real time.

[0088] Moreover, the mode which forms the carbonic acid gas sensor 10 and a thermo sensor 9 in nose-of-cam opening of the tube in a trachea can be mentioned as artificial respiration equipment of this invention. According to this mode, a patient's ventilation condition can be supervised on real time.

[0089] In this example, a hydrometry means can be established near the arrangement part of the oxygen sensor and carbonic acid gas sensor of the tube in a trachea. By establishing a hydrometry means, it can act as the monitor of the amount of carbon dioxide gas as a relative value which could act as the monitor of the amount of oxygen gas as a relative value measured by the oxygen sensor in the absolute value, and was measured with the carbonic acid gas sensor in an absolute value.

[0090] (Example 2) This example starts the artificial respiration equipment which comes to prepare the gas sensor which consists of an oxygen sensor and a carbonic acid gas sensor, and a thermo sensor in a connector.

[0091] As shown in drawing 6, the artificial ventilation equipment concerning this example has the inhalation-of-air tube 2, the expiration tube 3, a connector 4, an endotracheal tube 5, the operation control section that is not illustrated, and the output means which is not illustrated.

[0092] The 1st tube connection 21 by which this connector 4 is inserted in end opening of an endotracheal tube 5 at the end section of the connector main part 20. It has the 2nd tube connection 22 and the 3rd tube connection 23 which separated to the two forks prepared in the other end of the connector main part 20. It has the breakthrough which is open for free passage to edge opening of 3 tube connection 23. the [ edge opening of edge opening of the aforementioned 1st tube connection 21 to the aforementioned 2nd tube connection 22, and ] -- It reaches 2nd tube connection 22 from the 1st tube connection 21, and a series of gas-stream paths are formed to the 3rd tube connection 23. This 2nd tube connection 22 is inserted in edge opening of the inhalation-of-air tube 2, and the 3rd tube connection 23 is inserted in edge opening of the expiration tube 3.

[0093] An oxygen sensor 24, the carbonic acid gas sensor 25, and a thermo sensor 26 are arranged, an electric conduction line (not shown) is combined with each sensor, respectively, and the electric conduction line is connected to an operation control section so that the aforementioned gas-stream path may be attended in a connector 4.

[0094] The operation control section and the output means are the same in the aforementioned example 1.

[0095] If the oxygen sensor, the carbonic acid gas sensor, and the thermo sensor are prepared in the connector, the oxygen content and carbon-dioxide-gas content under expiration and inhalation of air can be measured and supervised on real time similarly in the aforementioned example 1.

[0096] If the hydrometry means is established in this connector, they can act as a monitor similarly in the aforementioned example 1, being able to use the amount of oxygen gas, and the amount of carbon dioxide gas as an absolute value.

[0097] In the artificial ventilation equipment concerning this example 2, the alarm function same in the aforementioned example 1 can be given to an operation control section, and the effect same in Example 1 is done so.

[0098] (Example 3) This example 3 is related with the artificial ventilation equipment which prepares an oxygen sensor and a thermo sensor in an inhalation-of-air tube, and comes to prepare an oxygen sensor, a carbonic acid gas sensor, and a thermo sensor in an expiration tube.

[0099] The artificial ventilation equipment concerning this example 3 has an inhalation-of-air tube, an expiration tube, a connector, an endotracheal tube, an operation control section, and an output means.

[0100] In this example 3, as shown in drawing 7, the sensor module 20 is infixed in the middle of the inhalation-of-air tube 2.

[0101] This sensor module 30 equips the ends of the main part 31 of a module with the connection 32 which can be inserted in the edge of the inhalation-of-air tube 2, and it comes to arrange the oxygen gas sensor 34 and thermo sensor 35 which the gas-stream through-hole 33 came to penetrate to the connection 32 of another side, and have been arranged in the aforementioned gas-stream through-hole 33 in the abbreviation center section of the main part 31 of a module from one connection 32. In

addition, in drawing 7, the connector for outputting the electrical signal outputted from the aforementioned oxygen gas sensor 34 is shown by 36, and the connector for outputting the electrical signal outputted from the aforementioned thermo sensor 35 is shown by 37.

[0102] In this example 3, the sensor module same in the middle of as being infixed in the aforementioned inhalation-of-air tube and a carbonic acid gas sensor are infixed. [ an expiration tube ]

[0103] The amount of oxygen under inhalation of air is measured by the oxygen sensor prepared in the expiration tube, the amount of oxygen in expiration is measured by the oxygen sensor prepared in the expiration tube, and the oxygen demand in a patient is grasped by real time from the amount of oxygen in expiration, and the amount of oxygen under inhalation of air. Moreover, the amount of carbon dioxide gas which a patient discharges with a carbonic acid gas sensor is grasped by real tim .

[0104] By the way, when forming an oxygen sensor and/or a carbonic acid gas sensor for a gas sensor in an inhalation-of-air tube and an expiration tube, it is good to make an integrator infix in an expiration tube. An expiration retention-of-gas tub can be mentioned as an integrator. As for the arrangement position of an integrator, between the connectors and carbonic acid gas sensors in an expiration tube is desirable. By forming an integrator, although the average of the amount of oxygen and the amount of carbon dioxide gas is calculated, it is convenient.

[0105] If the hydrometry means is prepared in the inhalation-of-air tube and the expiration tube also in this example, the measurement surveillance of the absolute magnitude of the carbon dioxide gas in the expiration which passes through the inside of the amount of oxygen as absolute magnitude in the oxygen content gas as inhalation of air which passes through the inside of an inhalation-of-air tube, and an expiration tube can be conjointly carried out with measurement by the oxygen sensor and the carbonic acid gas sensor on real time.

[0106]

[Effect of the Invention] According to this invention, the concentration of the gas under a patient's expiration and inhalation of air, i.e., oxygen, and/or carbon dioxide gas, partial pressure, and a content can be measured on real time, and the artificial ventilation equipment which can supervise a patient's respiration and/or ventilation condition on real time can be offered. According to this invention, since the respiration and/or a ventilation state can be supervised for every patient, it can deal with treatment, anesthesia, or artificial ventilation suitable for the patient etc.

[0107] According to this invention, the gas which has moderate humidity can be supplied without applying a burden to a patient's lung, moreover, the concentration of the gas under a patient's expiration and inhalation of air, i.e., oxygen, and/or carbon dioxide gas, partial pressure, and a content can be measured on real time, and the artificial ventilation equipment which can supervise a patient's respiration and/or ventilation condition on real time can be offered. According to this invention, since the respiration and/or a ventilation state can be supervised for every patient, it can deal with treatment, anesthesia, or artificial ventilation suitable for the patient etc.

---

[Translation done.]

## \* NOTICES \*

Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

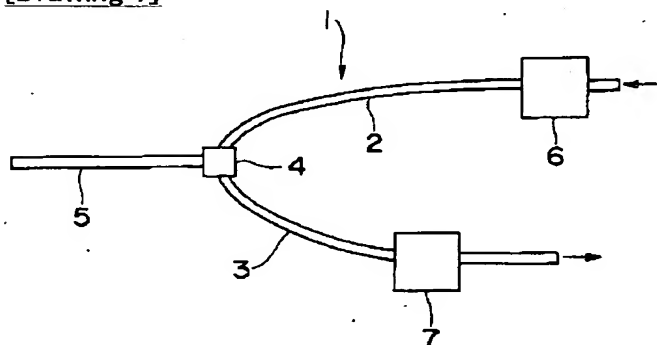
1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.

2. \*\*\*\* shows the word which can not be translated.

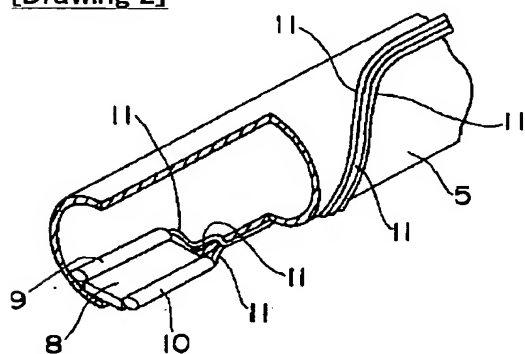
3. In the drawings, any words are not translated.

## DRAWINGS

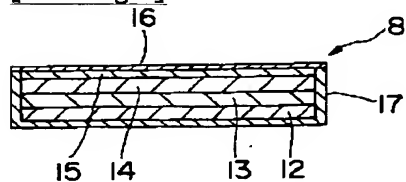
[Drawing 1]



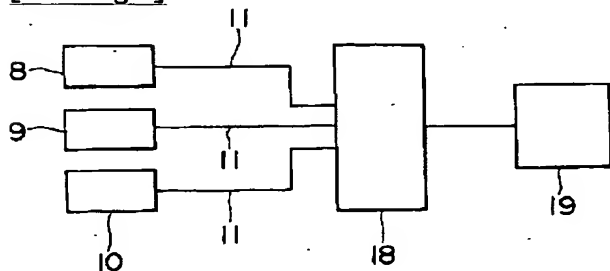
[Drawing 2]



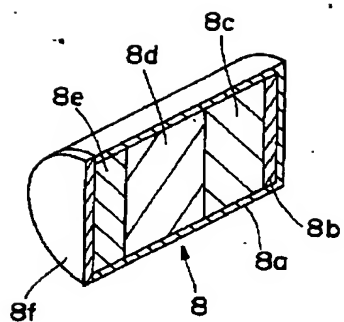
[Drawing 3]



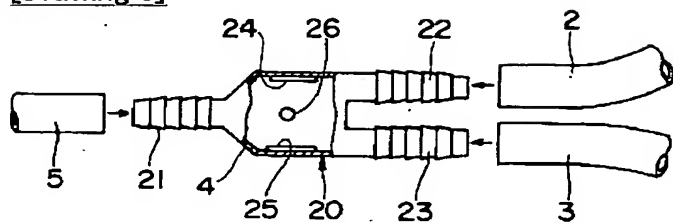
[Drawing 4]



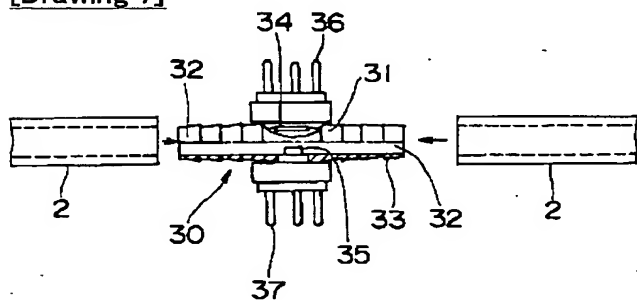
[Drawing 5]



[Drawing 6]



[Drawing 7]



[Translation done.]